

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktorin: Prof. Dr. Andrea Wichelhaus

Quantifizierung der sagittalen, transversalen und vertikalen
Kräfte von Klasse II- und Klasse III-Gummizügen in
Abhängigkeit der Mundöffnung

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Philipp Winterhalder
aus Bad Säckingen

2018

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. Christof Holberg

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Dr. Carl-Peter Cornelius

Prof. Dr. Susanne Mayer

Dekan: Prof. Dr. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 03.05.2018

Eidesstattliche Versicherung

Winterhalder, Philipp

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Quantifizierung der sagittalen, transversalen und vertikalen Kräfte von Klasse II- und Klasse III-Gummizügen in Abhängigkeit der Mundöffnung

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Aachen, 22.05.2018

Ort, Datum

Vorwort

Das zentrale Behandlungsinstrument der Kieferorthopädie ist die Kraft. Durch das Aufbringen von Kräften werden Umbauvorgänge im Zahnhalteapparat angeregt, die letztlich eine Zahnbewegung und damit die Korrektur von Zahnfehlstellungen ermöglichen. Eine häufige Methode der Kraftapplikation ist das Anbringen eines Gummizugs zwischen zwei Zähne. Um Klasse II- und Klasse III-Fehlstellungen mit intermaxillären Gummizügen zu behandeln, wird auf jeder Kieferseite ein Gummizug schräg zwischen einen Zahn im Oberkiefer und einem Zahn im Unterkiefer gespannt. Durch die Dehnung des Gummizugs entsteht eine Kraft, welche die Zahnfehlstellung korrigieren kann. Um die Behandlung zu optimieren und nachteilige Behandlungseffekte zu minimieren, ist eine genaue Kenntnis der dabei wirkenden Kräfte unerlässlich; die vorliegende Arbeit trägt zu dieser Wissensbasis bei.

Die größte Herausforderung der Kraftanalyse stellt die schräg wirkende Kraft des Gummizugs dar, da diese direkt entlang der Verbindungslinie der Verankerungszähne wirkt. Dies ist die Richtung, in die Kraftmessgeräte messen und auf die sich Herstellerangaben beziehen. Es ist jedoch nicht die Richtung, in welche die gewünschten oder nachteiligen Behandlungseffekte auftreten. Um die effektiv wirksamen Kräfte bestimmen zu können, muss die Kraft des Gummizugs daher gemessen werden und in die anatomischen Richtungen der Behandlungseffekte zerlegt werden. Vor dem Hintergrund dieser Anforderungen wurde die Arbeit in drei Teile gegliedert.

Um die Arbeit in die bestehende Literatur einzuordnen, wurde im ersten Teil der Arbeit ein Verfahren entwickelt, welches eine digitale Literaturrecherche mit hoher Sensitivität und Spezifität ermöglicht. Im zweiten Teil wurden bei unterschiedlichen Gummizügen die Kraft in Abhängigkeit der Dehnungslänge gemessen und mit der Herstellerangabe verglichen. Im dritten Teil der Arbeit wurden die zuvor gewonnenen Daten der Zugkräfte in Computersimulationen von verschiedenen Behandlungssituationen eingebunden.

Inhaltsverzeichnis

Vorwort	5
Teil 1: Verfahren zur Erstellung eines Suchterms mit hoher Sensitivität und hoher Spezifität zur Abfrage von Literaturdatenbanken	10
Teil 2: Messung des Kraft-Dehnungslänge-Verhaltens von intermaxillären Gummizügen	14
2.1 Einleitung	14
2.1.1 Historischer Überblick	14
2.1.2 Bisherige Studien zum Kraft-Dehnungslänge-Verhalten	15
2.1.3 Zielsetzung	17
2.2 Material und Methode	18
2.2.1 Auswahl und Konditionierung der Gummizüge	18
2.2.2 Anfertigung von Spannzeugen für kieferorthopädische Gummizüge .	18
2.2.3 Durchführung der Zugversuche	19
2.2.4 Datenauswertung	22
2.2.4.1 Verfahren zur objektiven und automatischen Bestimmung des linearen Bereichs einer Kraft-Dehnungslänge-Kurve . .	22
2.3 Ergebnisse	24
2.3.1 Kraftabweichungen von der Herstellerangabe	25
2.3.2 Schwache Gummizüge	26
2.3.2.1 \varnothing 4,8 mm; 0,7 N	26
2.3.2.2 \varnothing 6,4 mm; 0,7 N	27
2.3.2.3 \varnothing 8,0 mm; 0,7 N	28
2.3.2.4 \varnothing 9,5 mm; 0,7 N	29
2.3.3 Mittelstarke Gummizüge	30

2.3.3.1	∅ 4,8 mm; 1,3 N	30
2.3.3.2	∅ 6,4 mm; 1,3 N	31
2.3.3.3	∅ 8,0 mm; 1,3 N	32
2.3.3.4	∅ 9,5 mm; 1,3 N	33
2.3.4	Starke Gummizüge	34
2.3.4.1	∅ 4,8 mm; 1,8 N	34
2.3.4.2	∅ 6,4 mm; 1,8 N	35
2.3.4.3	∅ 8,0 mm; 1,8 N	36
2.3.4.4	∅ 9,5 mm; 1,8 N	37
2.4	Diskussion	38
2.4.1	Limitierungen der angewandten Methode	38
2.4.2	Vergleich mit Ergebnissen aus früheren Studien	39
2.4.3	Einfluss des Durchmessers der Gummizüge	41
2.4.4	Einfluss der Stärke der Gummizüge	42
2.5	Schlussfolgerung	42
2.6	Zusammenfassung	43

Teil 3: Quantifizierung der sagittalen, transversalen und vertikalen

	Kräfte von intermaxillären Gummizügen	44
3.1	Einleitung	44
3.1.1	Notwendigkeit der Kraftbestimmung	44
3.1.2	Bisherige Studien zu den Kräften intermaxillärer Gummizüge . . .	45
3.1.3	Zielsetzung	46
3.2	Material und Methode	47
3.2.1	Erstellung der Modelle der Behandlungssituationen	47
3.2.2	Simulation der Mundöffnung	50
3.2.3	Berechnung der Kraftvektoren	53
3.3	Ergebnisse	54
3.3.1	Klasse II-Gummizug: Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	54
3.3.1.1	Relative Kräfteverteilung; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	54
3.3.1.2	∅ 4,8 mm; 0,7 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	56
3.3.1.3	∅ 6,4 mm; 0,7 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	57

3.3.1.4	∅ 8,0 mm; 0,7 N; Zahn 13 ↔ Zahn 46	58
3.3.1.5	∅ 9,5 mm; 0,7 N; Zahn 13 ↔ Zahn 46	59
3.3.1.6	∅ 4,8 mm; 1,3 N; Zahn 13 ↔ Zahn 46	60
3.3.1.7	∅ 6,4 mm; 1,3 N; Zahn 13 ↔ Zahn 46	61
3.3.1.8	∅ 8,0 mm; 1,3 N; Zahn 13 ↔ Zahn 46	62
3.3.1.9	∅ 9,5 mm; 1,3 N; Zahn 13 ↔ Zahn 46	63
3.3.1.10	∅ 4,8 mm; 1,8 N; Zahn 13 ↔ Zahn 46	64
3.3.1.11	∅ 6,4 mm; 1,8 N; Zahn 13 ↔ Zahn 46	65
3.3.1.12	∅ 8,0 mm; 1,8 N; Zahn 13 ↔ Zahn 46	66
3.3.1.13	∅ 9,5 mm; 1,8 N; Zahn 13 ↔ Zahn 46	67
3.3.2	Klasse II-Gummizug: Zahn 13 ↔ Zahn 47	68
3.3.2.1	Relative Kräfteverteilung; Zahn 13 ↔ Zahn 47	68
3.3.2.2	∅ 4,8 mm; 0,7 N; Zahn 13 ↔ Zahn 47	70
3.3.2.3	∅ 6,4 mm; 0,7 N; Zahn 13 ↔ Zahn 47	71
3.3.2.4	∅ 8,0 mm; 0,7 N; Zahn 13 ↔ Zahn 47	72
3.3.2.5	∅ 9,5 mm; 0,7 N; Zahn 13 ↔ Zahn 47	73
3.3.2.6	∅ 4,8 mm; 1,3 N; Zahn 13 ↔ Zahn 47	74
3.3.2.7	∅ 6,4 mm; 1,3 N; Zahn 13 ↔ Zahn 47	75
3.3.2.8	∅ 8,0 mm; 1,3 N; Zahn 13 ↔ Zahn 47	76
3.3.2.9	∅ 9,5 mm; 1,3 N; Zahn 13 ↔ Zahn 47	77
3.3.2.10	∅ 4,8 mm; 1,8 N; Zahn 13 ↔ Zahn 47	78
3.3.2.11	∅ 6,4 mm; 1,8 N; Zahn 13 ↔ Zahn 47	79
3.3.2.12	∅ 8,0 mm; 1,8 N; Zahn 13 ↔ Zahn 47	80
3.3.2.13	∅ 9,5 mm; 1,8 N; Zahn 13 ↔ Zahn 47	81
3.3.3	Klasse III-Gummizug: Zahn 16 ↔ Zahn 43	82
3.3.3.1	Relative Kräfteverteilung; Zahn 16 ↔ Zahn 43	82
3.3.3.2	∅ 4,8 mm; 0,7 N; Zahn 16 ↔ Zahn 43	84
3.3.3.3	∅ 6,4 mm; 0,7 N; Zahn 16 ↔ Zahn 43	85
3.3.3.4	∅ 8,0 mm; 0,7 N; Zahn 16 ↔ Zahn 43	86
3.3.3.5	∅ 9,5 mm; 0,7 N; Zahn 16 ↔ Zahn 43	87
3.3.3.6	∅ 4,8 mm; 1,3 N; Zahn 16 ↔ Zahn 43	88
3.3.3.7	∅ 6,4 mm; 1,3 N; Zahn 16 ↔ Zahn 43	89
3.3.3.8	∅ 8,0 mm; 1,3 N; Zahn 16 ↔ Zahn 43	90

3.3.3.9	∅ 9,5 mm; 1,3 N; Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	91
3.3.3.10	∅ 4,8 mm; 1,8 N; Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	92
3.3.3.11	∅ 6,4 mm; 1,8 N; Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	93
3.3.3.12	∅ 8,0 mm; 1,8 N; Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	94
3.3.3.13	∅ 9,5 mm; 1,8 N; Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	95
3.3.4	Klasse III-Gummizug: Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	96
3.3.4.1	Relative Kräfteverteilung; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	96
3.3.4.2	∅ 4,8 mm; 0,7 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	98
3.3.4.3	∅ 6,4 mm; 0,7 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	99
3.3.4.4	∅ 8,0 mm; 0,7 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	100
3.3.4.5	∅ 9,5 mm; 0,7 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	101
3.3.4.6	∅ 4,8 mm; 1,3 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	102
3.3.4.7	∅ 6,4 mm; 1,3 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	103
3.3.4.8	∅ 8,0 mm; 1,3 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	104
3.3.4.9	∅ 9,5 mm; 1,3 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	105
3.3.4.10	∅ 4,8 mm; 1,8 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	106
3.3.4.11	∅ 6,4 mm; 1,8 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	107
3.3.4.12	∅ 8,0 mm; 1,8 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	108
3.3.4.13	∅ 9,5 mm; 1,8 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	109
3.3.5	Einfluss der Mundöffnung auf die Kraftanteile der Verankerungszähne im Ober- und Unterkiefer	110
3.4	Diskussion	112
3.4.1	Limitierungen der angewandten Methode	112
3.4.2	Anwendungen der Ergebnisse	113
3.4.3	Vergleich der Ergebnisse mit früheren Studien	114
3.4.4	Alternativen zu intermaxillären Gummizügen	115
3.5	Schlussfolgerung	116
3.6	Zusammenfassung	117

Abbildungsverzeichnis	119
Tabellenverzeichnis	122
Literaturverzeichnis	125

Teil 1: Verfahren zur Erstellung eines Suchterms mit hoher Sensitivität und hoher Spezifität zur Abfrage von Literaturdatenbanken

Die Menge der medizinischen Primärliteratur wächst rasant an, die größte Datenbank verzeichnet täglich etwa 3500 neue Fachartikel. Die Fülle dieser Wissensbasis ermöglicht zusammen mit den vielseitigen Möglichkeiten der Datenbankabfragen prinzipiell eine Literaturrecherche in nie dagewesenem Umfang.

Trotzdem ist es weiterhin unmöglich, alle Literaturquellen in die Recherche miteinzubeziehen, unter anderem, weil außerhalb der Datenbanken zusätzliche Literatur existiert. Jede noch so gründliche Literaturrecherche könnte damit eine Limitierung darstellen, die Dokumentation der Vorgehensweise, wie sie bereits bei Review-Artikel üblich ist, kann daher für folgende Studien hilfreich sein. Zudem stellt sich während der Anfertigung einer Arbeit die Literaturrecherche als dynamischer Vorgang dar, der wiederholt kleinen Änderungen unterworfen ist. Da ein Großteil der Zeit bei der Recherche drauf aufgewendet werden muss, unpassende Artikel aus den Suchergebnissen zu entfernen, ist es nicht praktikabel, bereits begutachtete Artikel bei jeder Änderung erneut in den Rechercheergebnissen aufzuführen. Eine durch einen definierten Suchterm reproduzierbare Literaturrecherche löst dieses Problem, da mit Hilfe von Logischen Operatoren bereits begutachtete Artikel aus einer ergänzenden Recherche ausgeschlossen werden können.

Die Grundlage für jede digitale Literaturrecherche stellen die Literaturdatenbanken dar, welche die Artikel der am häufigsten zitierten Fachzeitschriften auflisten. Den gelisteten Artikeln können Informationen über Titel, Veröffentlichungsdatum, Autoren, Fachzeitschrift und Schlüsselwörter des Artikels entnommen werden, zudem ist für die meisten der Artikel

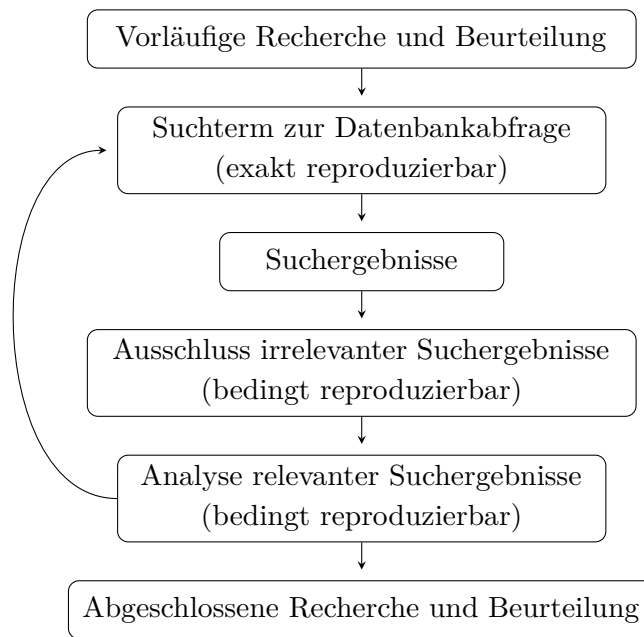


Abbildung 1.1: Arbeitsablauf zur digitalen Literaturrecherche, im Zentrum steht der Suchterm zur Abfrage der Literaturdatenbanken. Gegebenenfalls wird der Suchterm nach Analyse der Suchergebnisse optimiert.

auch die Zusammenfassung als Abstract einsehbar. Die größte Literaturdatenbank für medizinische Fachartikel stellt die Datenbank PUBMED der U.S. National Library of Medicine dar. Sie enthielt im Jahr 2016 gut 25 Millionen Einträge, größtenteils handelte es sich dabei um Artikel aus der beinhalteten Datenbank MEDLINE welche etwa 5600 Fachzeitschriften listet.⁴² Um Datenbanken effektiv durchsuchen zu können, wird ein Datenbank-Management-System benötigt, welches die Suche anhand eines Suchterms durchführt. Der Suchterm sollte dafür eine möglichst hohe Sensitivität und eine hohe Spezifität aufweisen. Dabei bedeutet eine hohe Sensitivität, dass jeder relevante, in der Datenbank existierende Artikel mit hoher Wahrscheinlichkeit in den Suchergebnissen enthalten ist. Eine hohe Spezifität bedeutet hingegen, dass jeder irrelevante Artikel mit hoher Wahrscheinlichkeit aus den Suchergebnissen ausgeschlossen ist.

Ein Problem bei der digitalen Literaturrecherche ist, dass ein Schlüsselwort trotz gleicher Bedeutung für die Recherche unterschiedlich geschrieben werden kann, beispielsweise „Dehnung“ und „Dehnungen“. Um dem entgegenzuwirken, können Suchbegriffe bei PUBMED mit einem Platzhalter versehen werden, so würden die Begriffe „Dehnung“ und „Dehnungen“ gefunden, wenn nach „Dehnung*“ gesucht würde. Dazu ersetzt PUBMED den Suchbegriff automatisch durch eine im System hinterlegte Liste mit teils über 100 ähnlichen Begriffen. Diese scheinbar einfache Lösung hat allerdings drei entscheidende Nachteile: Erstens unterliegt die von PUBMED verwendete Begriffsliste

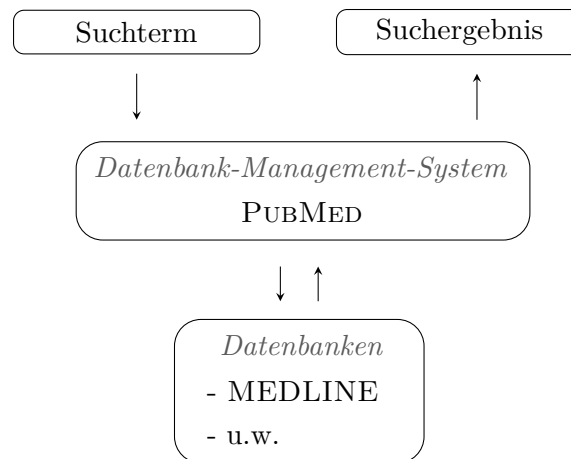


Abbildung 1.2: Abfrage eines Datenbanksystems zur Literaturrecherche am Beispiel von PUBMED. Das zentrale Kriterium der Abfrage ist der Suchterm, dieser wird vom Datenbank-Management-System verarbeitet, um aus den verknüpften Datenbanken ein Suchergebnis zu generieren. Das Datenbank-Management-System bildet zusammen mit den Datenbanken das Datenbanksystem.¹⁷

einem ständigen Wandel, dies verschlechtert die Reproduzierbarkeit. Zweitens geht der Gewinn an Sensitivität auf Kosten der Spezifität, da viele Begriffe der Liste zu irrelevanten Suchergebnissen führen. Als dritter Kritikpunkt ist anzumerken, dass diese von PUBMED zur Verfügung gestellte Methode nicht für komplexe Suchtermen geeignet scheint, da hierbei teilweise fehlerhafte Suchergebnisse entstehen.

Das weitaus größere Problem der Recherche ist, dass nicht jeder relevante Artikel alle Schlüsselwörter enthält, wozu sich konventionell zwei Lösungsansätze darstellen. Die erste Möglichkeit besteht darin, nur wenige Schlüsselwörter als Bedingung zu formulieren, es ergibt sich ein hocho sensitiver Suchterm, der allerdings nur wenig spezifisch ist. Die Sichtung der, größtenteils irrelevanten, Suchergebnisse wäre nicht nur zeitaufwändig, sondern auch fehleranfällig, denn relevante Artikel würden durch zufällige Fehler als irrelevant bewertet und nicht berücksichtigt werden. Die zweite Möglichkeit besteht darin, das Enthalten von sehr vielen Schlüsselwörter als Bedingung zu formulieren, hierdurch würde eine hohe Spezifität erzielt, durch die geringe Sensitivität wären allerdings zahlreiche relevante Artikel nicht in den Suchergebnissen enthalten.

Das im Folgenden beschriebene Verfahren stellt in Ergänzung zu den Suchoptionen von PUBMED eine Optimierung der Suche dar und basiert darauf, dass aus einem Pool von Suchbegriffen je nach Einstellung alle möglichen Zweier-, Dreier- oder Vierer-Kombinationen der Suchbegriffe gebildet und mit weiteren Einschluss und Ausschlusskriterien zu einem komplexen Suchterm zusammengefasst werden

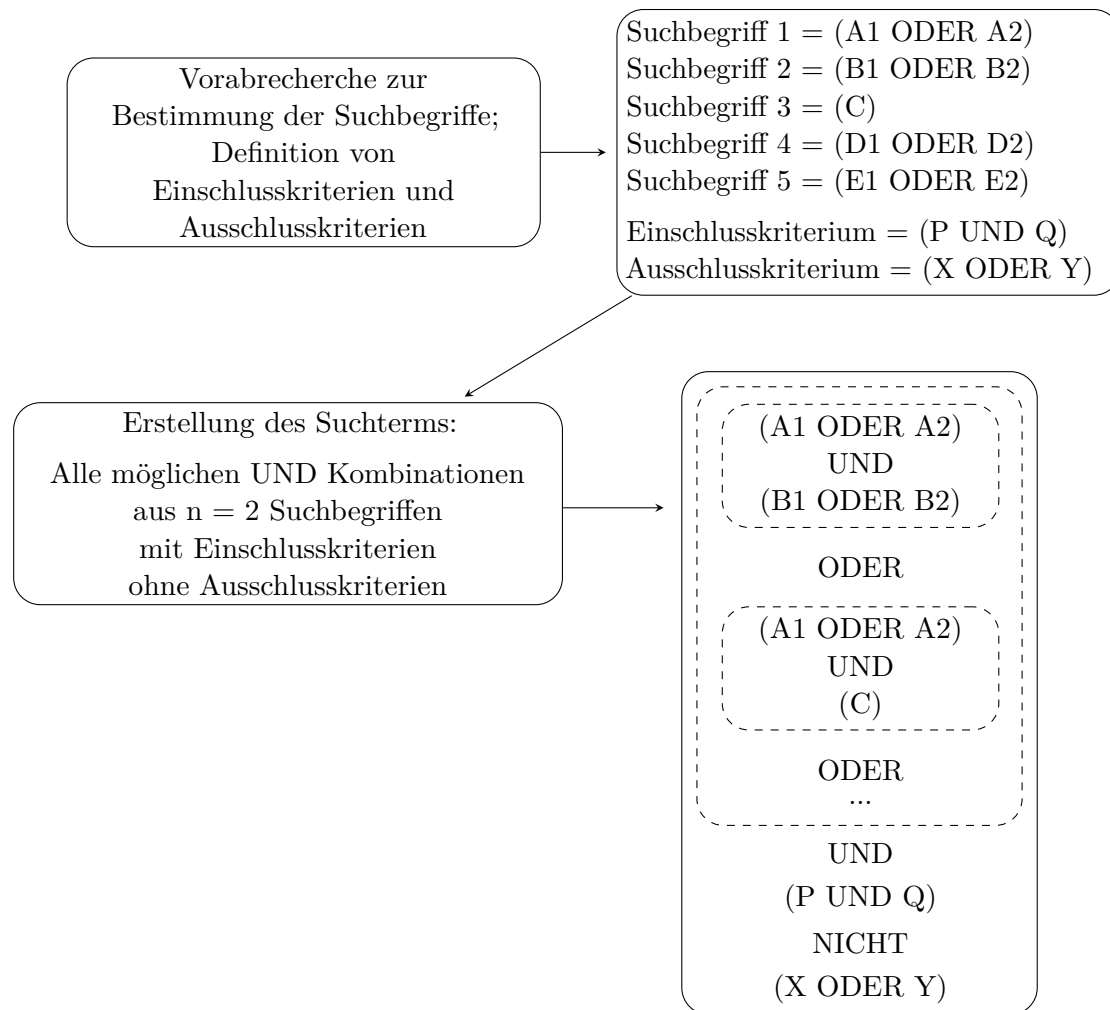


Abbildung 1.3: Verfahren zur Erstellung eines Suchterms mit hoher Sensitivität und hoher Spezifität zur Abfrage von Literaturdatenbanken unter Verwendung der Logischen Operatoren des Datenbank-Management-Systems, dargestellt als Beispiel für PUBMED. Die Logischen Operatoren AND, NOT und OR wurden zur Veranschaulichung ins Deutsche übersetzt. Die Suchbegriffe können auf das Vorkommen in bestimmten Teilen der Artikel spezifiziert werden, z.B. A1[Abstract].

(Abbildung 1.3). Mit diesem Suchterm kann ein Datenbanksystem gleichzeitig nach allen relevanten Suchbegriffkombinationen durchsucht werden, was eine hohe Sensitivität und eine hohe Spezifität der Suche zur Folge hat. Prinzipiell kann der Suchterm nach dem beschriebenen Verfahren manuell erstellt werden. Durch die Kombination der Suchbegriffe wird der Suchterm allerdings schnell komplex, so ergeben sich bei der Bildung von Zweierkombinationen aus sechs Suchbegriffen schon 15 Kombinationen. Eine manuelle Erstellung dieser Kombinationen wäre nicht nur zeitaufwändig, sondern auch fehleranfällig. Zur effektiven Umsetzung des Verfahrens ist daher eine computerbasierte Erstellung des Suchterms angezeigt, in der vorliegenden Arbeit wurde dies mit dem Programm R 3.1.2 realisiert (R Foundation for Statistical Computing, Wien, Österreich).

Teil 2: Messung des Kraft-Dehnungslänge-Verhaltens von intermaxillären Gummizügen

2.1 Einleitung

2.1.1 Historischer Überblick

Die Ursprünge der Kieferorthopädie reichen bis zum Jahr 25 v. Chr. zurück.⁴ In dieser Zeit wurde mit der systematischen Analyse der menschlichen Zahnformen der theoretische Grundstein der Kieferorthopädie gelegt.⁴ Über die Theorie hinaus, wurden gleichzeitig auch chirurgische Behandlungsanweisungen formuliert, die sich mit Extraktionen zur Regulierung des Zahndurchbruchs und mit der Entfernung überzähliger Zähne befassten.⁴ Mögliche Zahnbewegungen, etwa durch regelmäßigen Fingerdruck, standen jedoch im Hintergrund.⁴ Als ein Grund für die geringe Anwendung von Zahnbewegungen konnte der Mangel geeigneten Apparaturen und der hierzu nötigen Materialien angesehen werden. Der Fortschritt der Kieferorthopädie wurde allerdings, wie viele Bereiche der Medizin, in diesem frühen Stadium für nicht weniger als 1500 Jahre durch die dogmatische Auslegung der Medizintheorie von GALENOS VON PERGAMON verzögert.

Erst um 1543 n. Chr. konnten sich mit der Begründung der modernen Anatomie durch ANDREAS VESALIUS alle Bereiche der Medizin weiterentwickeln.²⁷ Die anatomischen und funktionellen Eigenschaften der Zähne wurden ergründet und vom Knochen differenziert betrachtet.⁴ Der Verbesserung der zahnärztlichen Chirurgie¹⁹ folgte schließlich 1723 durch PIERRE FAUCHARD die erste kieferorthopädische Behandlungsapparatur.⁴ Diese diente zur Ausformung des Zahnbogens und bestand aus einem Band aus Silber oder Gold, welches durch Verschnürung an die Zähne angelegt wurde.⁴ Die Einfachheit der Konstruktion und der begrenzte Behandlungserfolg veranschaulichten die Abhängigkeit kieferorthopädischer Apparaturen von den Materialien, die zu deren Anfertigung zur Verfügung standen. Den werkstoffkundlichen Grundstein für kieferorthopädische Gummizüge legte 1844 CHARLES GOODYEAR, indem er aus Latex gewonnenen Kautschuk durch das Erhitzen mit Schwefel,

das Vulkanisieren, mechanisch und chemisch beständig machte.²⁶

Die erste Anwendung von intermaxillären kieferorthopädischen Gummizügen wurde 1893 HENRY A. BAKER zugeschrieben.⁴ Um diese Zeit sind Zahnbewegungen zum zentralen Ansatz der Kieferorthopädie geworden, WILLOUGHBY D. MILLER entdeckte die mikrobielle Pathogenese von Karies³⁸ und die bisher undifferenziert durchgeführten Zahnentfernungen gerieten zunehmend in Kritik.⁴ War die chirurgische Behandlung eher auf einzelne Zähne bezogen, so wurde nun die Stellung der Zähne zueinander in den Mittelpunkt gerückt, insbesondere die Stellung zwischen den Ober- und Unterkieferzähnen: Die Okklusion. Die physiologische und pathologische Okklusion im Seitenzahnbereich wurde 1899 von EDWARD H. ANGLE klassifiziert,² ein Meilenstein für die Kieferorthopädie. In der kieferorthopädischen Behandlung haben sich Gummizüge als eine effektive, biokompatible und vielseitige Methode zur Zahnbewegung bewiesen;^{7, 10, 14, 28, 36, 37} im Folgenden wird die derzeitige Studienlage zu ihrem Kraft-Dehnungslänge-Verhalten beschrieben.

2.1.2 Bisherige Studien zum Kraft-Dehnungslänge-Verhalten von intermaxillären Gummizügen

Mit dem im ersten Teil der Arbeit beschriebenen Verfahren wurde zur Literaturrecherche ein Suchterm erstellt, mit diesem wurde das Literaturdatenbanksystem PUBMED der United States National Library of Medicine zuletzt im Dezember 2016 nach klinischen Studien und in-vitro Versuchen durchsucht. Der Suchterm bestand aus allen möglichen Zweierkombinationen der folgenden sechs Suchbegriffe, jeweils mit dem Zusatz *[title/abstract]: (Elastics OR Band OR Bands), (Intermaxillar OR Intermaxillary OR Interarch OR Inter-arch), (Latex OR Rubber), (Class), (Force OR Forces), (Extension OR Extensions)*. Zusätzlich wurde als Einschlusskriterium der Suchbegriff *AND (Orthodontic OR Orthodontics)* in den Suchterm integriert. Von den 1187 Suchergebnissen wurden 19 Studien in Bezug auf das Kraft-Dehnungslänge-Verhalten als relevant eingestuft, diese werden im Folgenden in chronologischer Reihenfolge erläutert. Die vergleichende Darstellung dieser Studien wird allerdings durch die Unterschiede in den Gummiringfabrikaten und den Versuchsaufbauten erschwert. Hinzu kommt, dass die überwiegende Anzahl der Studien auf Nicht-SI-Einheiten basieren, obwohl im Zusammenhang mit kieferorthopädischen Gummizügen ausdrücklich und ausschließlich die Verwendung von SI-Einheiten empfohlen wird.⁴⁸ Um die Vergleichbarkeit der Studien untereinander zu verbessern und einen Bezug zu der vorliegenden, SI-Einheiten-basierten Arbeit zu ermöglichen, wurden die Angaben zu Versuchsaufbauten und Ergebnissen daher in SI-Einheiten umgerechnet und auf eine Nachkommastelle gerundet. Bei der

Interpretation der Ergebnisse ist zu beachten, dass sich die Herstellerangabe der Kraft – im Folgenden als Stärke bezeichnet – auf die Dehnung des Gummizugs auf die dreifache Länge seines Durchmessers bezieht.

WONG beschrieb 1976 sowohl die grundlegenden Materialeigenschaften von Gummi, als auch Ergebnisse von Zugversuchen.⁶¹ Für Latexgummizüge mit einem Durchmesser von 4,8 mm und einer Stärke von 1,3 N wurden innerhalb des elastischen Bereichs Kräfte von 0,2 N pro Millimeter Dehnung bestimmt. Bei einer Dehnung von 17 mm wurde eine Kraft von 1,9 N gemessen. LIU et al. untersuchten 1993 den Kraftnachlass durch dynamische Belastung in-vitro. Die Gummizüge verloren nach 1000 Dehnungen auf 400 % der Länge im Mittel 12 % ihrer Kraft.³⁴

Die ausführlichste Studie zum Kraft-Dehnungslänge-Verhalten wurde 2000 von KANCHANA und GODFREY veröffentlicht.³¹ Von den Herstellern Unitek, Dentaureum, Tomy und Ormco wurden insgesamt 22 Gummizugtypen untersucht, darunter die Durchmesser 4,8 mm, 6,4 mm und 7,9 mm mit Stärken von 0,6 N bis 1,3 N. Die Dehnung erfolgte bis 55 mm, dabei wurden je nach Gummizugtyp Kräfte von 1,0 N bis 14,4 N gemessen. Für Gummizüge mit einem Durchmesser von 6,4 mm zeigte sich im Kraft-Dehnungslänge-Diagramm von 20 mm bis 50 mm Dehnung ein nahezu lineares Kraftverhalten von 0,04 N pro mm. Zusätzlich wurde der Kraftverlust durch konstante Dehnung im Wasserbad auf 32 mm mit 30 % nach einer Stunde und mit 36 % nach 3 Tagen angegeben. RUSSELL et al. berichteten 2001 über initiale Kräfte von 99 % bis 191 % der Herstellerangabe und über einen mittleren Kraftverlust von 25 bis 30 % binnen 24 h in-vitro.⁵³ KERSEY et al. untersuchten 2003 latexfreie Gummizüge mit 6,4 mm Durchmesser und den Stärken 1,1 N bis 1,3 N der Hersteller American Orthodontics, Ortho Organizers, GAC und Masel.³² In einem Kausimulator wurden die Gummizüge in einem Wasserbad jede Minute von 19,1 mm auf 43,8 mm gedehnt. Nach 4 h, 8 h, und 24 h wurden verbleibende Kräfte von 68 %, 61 % und 49 % der initialen Kraft festgestellt, wobei die initialen Kräfte sowohl über als auch unter den Herstellerangaben lagen.

BEATTI und MORGAN zeigten 2004, dass der Kraftnachlass von Latexgummizügen unabhängig von der Ernährung der Patienten war und signifikante Kraftunterschiede zwischen den Herstellern Rocky Mountain Orthodontics, 3M Unitek und American Orthodontics bestanden.⁹ BERTONCINI et al. stellten 2006 bei statischer Dehnung für 5 Minuten auf den dreifachen Durchmesser bei Latexgummizügen einen geringeren Kraftverlust als bei latexfreien Gummizügen fest (2 % vs. 6 %).¹¹ GIOKA et al. erzielten die von den Herstellern angegebenen Kräfte bei Dehnung auf das 2,7- bis 5-fache des Durchmessers; nach 24 h betrug die verbleibende Kraft im Mittel 75 % der initialen Kraft.²⁵ GANDINI et al. gaben 2007 für latexhaltige und latexfreie Gummizüge nach 2400

Dehnungen auf das fünffache des Durchmessers gleiche Kräfte an, bei weiteren Dehnungen verloren latexfreie Gummizüge allerdings schneller an Kraft.²⁴ WANG et al. bezifferten 2007 die verbleibende Kraft von Latexgummizügen mit 4,8 mm Durchmesser in vivo nach 48 h intermaxillärer Anwendung mit 61 %.⁶⁰ TRAN et al. favorisierten 2009 die Anwendung von Latexgummizügen, da diese nach 24 h statischer Dehnung auf 40 mm eine deutlich höhere verbleibende Kraft als latexfreie Gummizüge aufwiesen (85 % vs. 52 %).⁵⁸

FERNANDES et al. führten 2011 mit der Testung von insgesamt 1080 Latexgummizügen die umfangreichste Studie zum Kraftnachlass durch.²⁰ Untersucht wurden Durchmesser von 4,8 mm, 6,4 mm und 7,9 mm der Hersteller American Orthodontics, TP und Morelli Orthodontics. Die Stärke der Gummizüge sei dabei mittelstark gewesen, leider wurde die Stärke nicht in Zahlen angegeben. Für diese Gummizüge wurde bei 30 mm statischer Dehnung im Wasserbad nach 24 h im Mittel eine verbleibende Kraft von 80 % der initialen Kraft gemessen. PAIGE et al. stellten 2011 fest, dass Latexgummizüge und latexfreie Gummizüge nach 20 zyklischen Temperaturschwankungen von 5 bis 50 Celsius eine um 10 – 30 % verminderte verbliebene Kraft aufwiesen.⁴⁴ SAUGET et al. konnten 2011 keinen Zusammenhang zwischen Kraftverlust und Schwankungen des pH-Werts zwischen 5,0 – 7,5 nachweisen.⁵⁴ LOPEZ et al. stellten 2012 für latexhaltige und latexfreie Gummizüge im Mittel um 24 % höhere initiale Kräfte fest, als von den Herstellern GAC und Lancer angegeben.³⁵ ALAVI et al. zeigten für latexfreie Gummizüge mit 4,8 mm Durchmesser gute Übereinstimmung der gemessenen Kräfte mit den Angaben des Herstellers Dentaaurum, jedoch erhöhte Kräfte bei den Herstellern Forestadent und Ortho Technology.¹ KAMISSETTY et al. beschrieben 2014 für Gummizüge mit 6,4 mm Durchmesser nach 48 h Dehnung auf den dreifachen Durchmesser die Kraft mit 65 – 75 % der Herstellerangabe an; der Kraftverlust war bei latexfreien Gummizügen stärker, als bei latexhaltigen.³⁰ PITHON et al. gaben 2015 die verbliebene Kraft von intermaxillären Latexgummizügen mit 6,4 mm Durchmesser nach 24 h Tragedauer im Mittel mit 75 % der initialen Kraft an.⁴⁷ SEIBT et al. stellten 2016 bei Latexgummizügen sechs verschiedener Hersteller fest, dass die initialen Kräfte 74 – 95 % der Herstellerangabe betrugen.⁵⁶

2.1.3 Zielsetzung

Ziel dieses ersten Teils der Arbeit war es, aktuell im Handel verfügbare kieferorthopädische Gummizüge verschiedener Durchmesser und Stärken auf ihre Kraft hin zu untersuchen. Für jeden der unterschiedlichen Gummizugtypen sollte die Kraft in Zugrichtung messen werden. Der Bereich der Dehnung sollte dabei die bei der Behandlung zu erwartenden Dehnungen einschließen. Zusätzlich sollte die Hypothese, ob die wahren Mittelwerte der Zugkräfte den Herstellerangaben entsprechen, getestet werden.

2.2 Material und Methode

Das Vorgehen zur Messung des Kraft-Dehnungslänge-Verhaltens der Gummizüge ist in Abbildung 2.4 als Flussdiagramm dargestellt.

2.2.1 Auswahl und Konditionierung der Gummizüge

Gegenstand der Messungen waren die latexhaltigen Gummizüge des Herstellers Dentaureum (Turnstraße 31, 75228 Ispringen, Deutschland). Die Gummizüge wurden eigens für die Messungen zum regulären Verkaufspreis direkt vom Hersteller bezogen, es bestand dabei kein Verweis auf die geplanten Untersuchungen. Alle Gummizüge waren zum Zeitpunkt der Messungen neu und innerhalb des Haltbarkeitsdatums. Untersucht wurden die Durchmesser 4,8 mm, 6,4 mm, 8,0 mm und 9,5 mm; jeweils in den Zugstärken schwach (0,7 N), mittelstark (1,3 N) und stark (1,8 N). Von jedem dieser 12 verschiedenen Gummizugtypen wurden per Zufall 20 Gummizüge ausgewählt und in die Messungen einbezogen, insgesamt umfasste die Prüfgruppe daher 240 Gummizüge.

Um die Bedingungen der Zugversuche den Verhältnissen in der Mundhöhle anzunähern, sind alle Gummizüge, wie in vorhergehenden Studien,^{5,31,35,53,61} in einem Wasserbad gelagert worden (TWB 5, JULABO Labortechnik GmbH, Eisenbahnstr. 45, 77960 Seelbach, Deutschland). Die Lagerung erfolgte 5 Minuten lang in destilliertem Wasser mit einer Temperatur von 37 °C (± 1 °C), somit wurden die Gummizüge befeuchtet und auf Körpertemperatur erwärmt. Zur Durchführung der Messungen wurden die Gummizüge mit Hilfe einer Pinzette aus dem Wasserbad entnommen und in die Universalprüfmaschine eingespannt.

2.2.2 Anfertigung von Spannzeugen für kieferorthopädische Gummizüge

Im Allgemeinen wird für einen Zugversuch der zu untersuchende Prüfkörper an beiden Enden in Spannzeugen befestigt, welche die mechanische Kopplung zwischen dem Prüfkörper und dem Kraftsensor sowie zwischen dem Prüfkörper und der Gegenverankerung bewerkstelligen. Das Einspannen der Gummizüge in die Universalprüfmaschine stellte sich im Rahmen der Studienplanung eine besondere Herausforderung dar, da keine kommerziell verfügbaren Spannzeuge ausfindig gemacht werden konnten, die für kieferorthopädische Gummizüge geeignet waren. Aus diesem Grund wurden für die Zugversuche speziell für kieferorthopädische Gummizüge geeignete

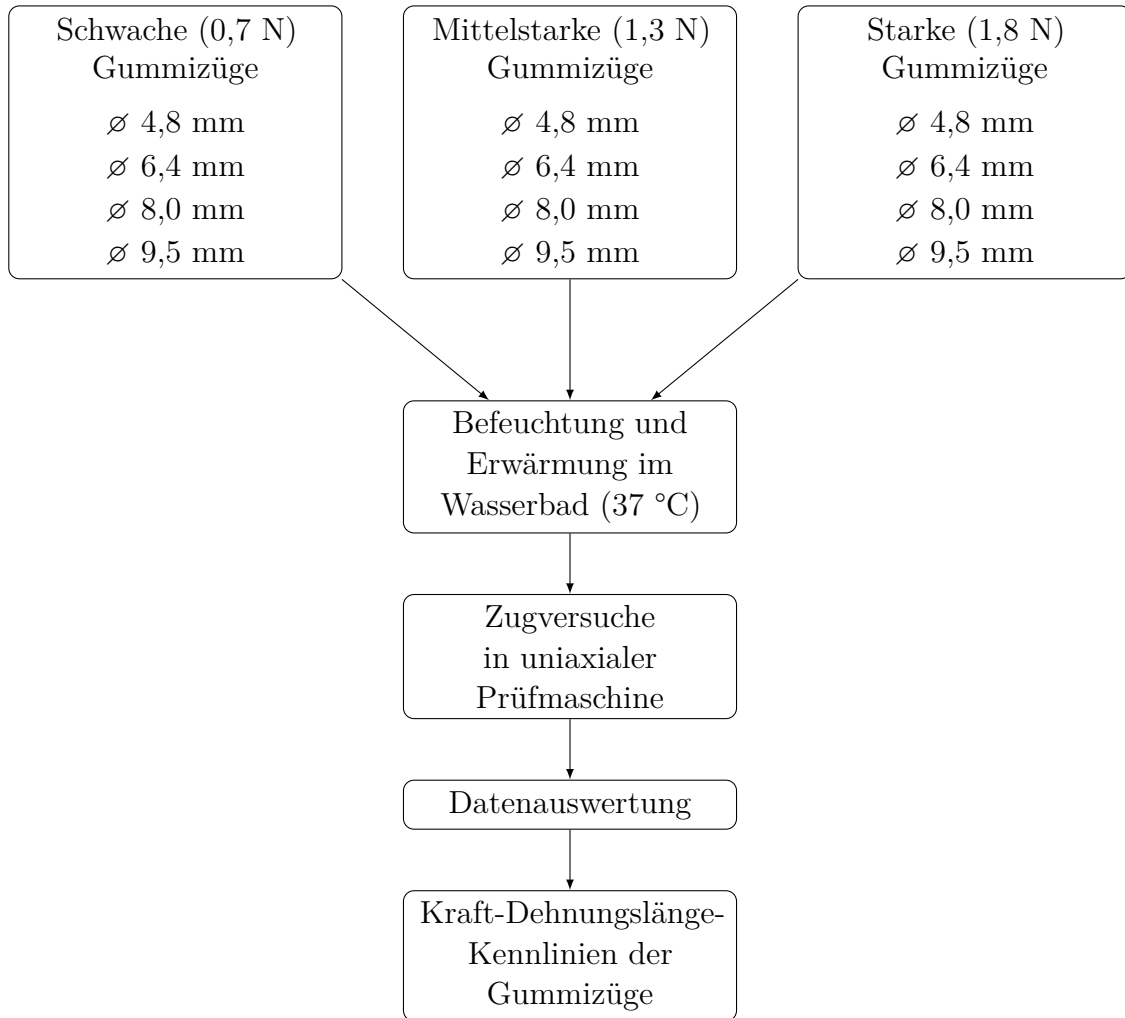
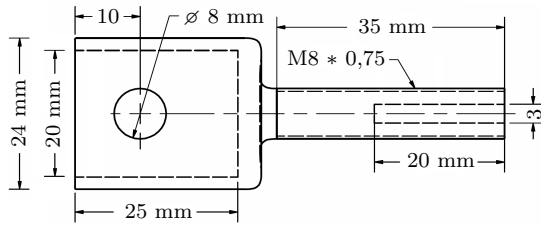


Abbildung 2.4: Flussdiagramm von Material und Methode zur Messung des Kraft-Dehnungslänge-Verhaltens von intermaxillären Gummizügen

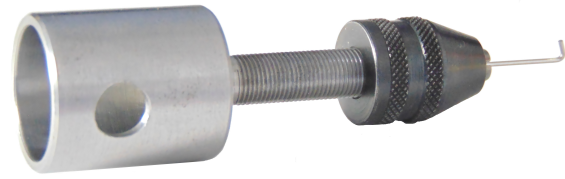
Spannzeuge angefertigt (Abbildung 2.5).

2.2.3 Durchführung der Zugversuche

Die Zugversuche wurden an einer Universalprüfmaschine *Inspekt Table 5kN* durchgeführt (Hegewald & Peschke, Meß- und Prüftechnik GmbH, Nossen, Deutschland). Die Wegeauflösung der Universalprüfmaschine betrug laut Herstellerangabe 0,01 Mikrometer. Die auftretenden Zugkräfte wurden von einem Kraftsensor mit einem Messbereich bis 10 N und der Genauigkeitsklasse 0,1 nach DIN EN ISO 7500-1 registriert, die maximale Messunsicherheit betrug demnach 0,1 % des Anzeigewertes (KAP-S 10N, A.S.T. GmbH Mess- und Regeltechnik, Dresden, Deutschland). Die Geschwindigkeit der Dehnung wurde auf 600 mm pro Minute eingestellt. Als Startlänge der Dehnung wurde der Durchmesser der jeweiligen Gummizüge gewählt. Die Kraftanzeige des Kraftsensors wurde in der



(a) Konstruktionszeichnung

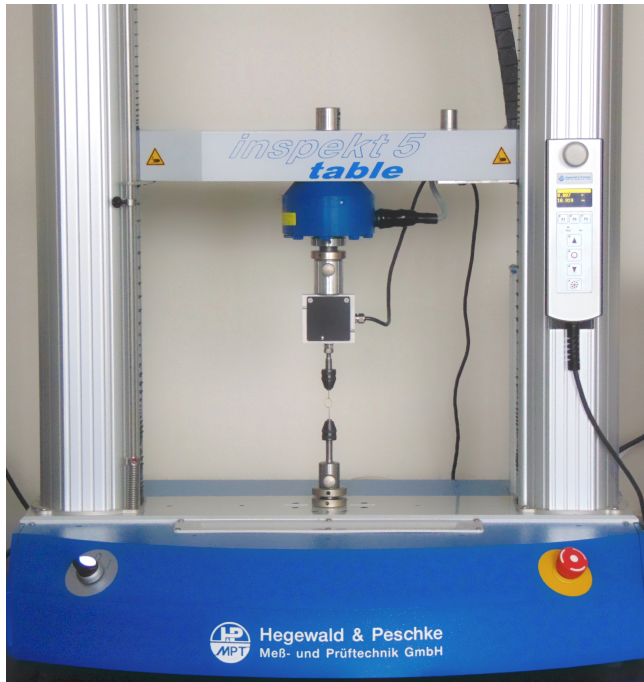


(b) Spannzeug mit Mikrospannfutter und Haken

Abbildung 2.5: Aus Stahl angefertigtes Spannzeug zur Dehnung von kieferorthopädischen Gummizügen mit einer Universalprüfmaschine. In dem aufgeschraubten Mikrospannfutter (Typ 28941, Proxxon GmbH, Föhren, Deutschland) können federharte Drähte von $\varnothing 0,3 - 3,2$ mm (hier $0,8$ mm) sicher gefasst werden, um durch eingebogene Haken kieferorthopädische Gummizüge zu dehnen. Dargestellt ist die Ausführung zur Gegenverankerung am Maschinenboden. Zum Anschluss an den Kraftsensor wurde statt der Hülse ein ISO-Gewinde $M6 * 1,0$ gefertigt. Durch das geringe Gewicht von 40 g wurde der Messfehler reduziert, der durch das Eigengewicht von Spannzeugen entsteht.

Position der Startlänge genullt. Als Endlänge der Dehnung wurden, wie in einer vorhergehenden Studie,³¹ 55 mm definiert. Einzig für die Gummizüge mit Durchmesser $4,8$ mm und Stärke $1,8$ N wurde die Endlänge der Dehnung auf 52 mm begrenzt, da diese in Vorabtestungen bei weiterer Dehnung extreme Kräfte entwickelten, welche den Messbereich des Kraftsensors überschritten und damit den Versuchsaufbau potentiell beschädigen konnten. Um die Eigendehnung des Kraftsensors in der Datenauswertung berücksichtigen zu können, wurden alle Endlängen der Dehnungen um $0,5$ mm vergrößert. Bei der Durchführung der Zugversuche Gummizug wurde jeder Gummizug einmal gedehnt (Abbildung 2.6). Dabei speicherte ein an die Universalprüfmaschine angeschlossener Computer 50 mal pro Sekunde ein Messwertpaar bestehend aus der aktuellen Dehnungslänge und der aktuellen Kraft (Prüfsoftware LabMaster, Hegewald & Peschke). Somit wurde das Kraft-Dehnungslänge-Verhalten jedes Gummizugs durch etwa 240 Messwertpaare beschrieben. Diese Rohdaten wurden für jeden Gummizug im Datenformat *Comma-Separated Values* auf einen zweiten Computer übertragen, um diese mit dem Programm R 3.1.2 auszuwerten (R Foundation for Statistical Computing, Wien, Österreich).

In der Datenauswertung wurden die Rohdaten aller gemessenen Gummizüge zusammengeführt. Hierzu wurde jedes Messwertpaar um die Kennzeichnung des Gummizugtyps und der Probennummer des Gummizugs (1 bis 20) ergänzt. Zusätzlich wurden die Herstellerangaben der Zugkräfte in den Datensatz integriert. Als erste



(a) Universalprüfmaschine



(b) 10 mm



(c) 50 mm

Abbildung 2.6: Aufbau des uniaxialen Zugversuchs: Universalprüfmaschine Inspekt Table 5kN mit 10 N Kraftsensor (a) und Detailansichten bei verschiedenen Dehnungslängen (b, c)

Rechenoperation wurden die gemessenen Dehnungslängen um die systematische Messabweichung, welche durch die Eigendehnung des Kraftsensors entstand, korrigiert. Hierzu wurde für jede Dehnungslänge im Datensatz anhand der gemessenen Kraft und der linearen Steifigkeit des Kraftsensors von 10 N pro 0,4 mm die Dehnung innerhalb des Kraftsensors berechnet und von der gemessenen Dehnungslänge subtrahiert. In der zweiten Rechenoperation wurden die Messwertpaare der Proben jedes Gummizugtyps vergleichbar gemacht. Dieser Arbeitsschritt war nötig, da die Aufzeichnungen der Messwertpaare bei jeder der 20 Proben zu einer minimal unterschiedlichen Zeit und damit bei einer minimal unterschiedlichen Dehnungslänge erfolgten, beispielsweise bei 12,973 mm im Vergleich zu 12,990 mm. Die Vergleichbarkeit wurde hergestellt, indem für jede Probe die Dehnungslängen auf Intervalle von 0,2 mm gerundet wurden und die entsprechenden Kraftwerte durch lineare Approximationen angepasst wurden.

2.2.4 Datenauswertung

Durch die somit vergleichbaren Proben konnte für jeden Gummizugtyp eine gemittelte Kraft-Dehnungslänge-Kurve erstellt werden. Um die Unsicherheit der Messung zu quantifizieren, wurden zusätzlich 95%-Konfidenzintervalle auf der Basis einer t-Statistik mit 19 Freiheitsgraden berechnet.²⁹ Der lineare Bereich der Kraft-Dehnungslänge-Kurve wurde zur Berechnung als größtes Dehnungslängenintervall definiert, in welchem der Korrelationskoeffizient nach Pearson zwischen allen im Intervall enthaltenen Dehnungslängen und den entsprechenden Kräften 0,998 betrug. Die Abweichungen der Gummizüge von den Herstellerangaben sind in einem Streudiagramm mit Konfidenzintervallen zusammengefasst worden. Die Darstellung der gemittelten Kraft-Dehnungslänge-Kurve und dem zugehörigen Konfidenzintervall erfolgte für jeden Gummizugtyp in einem separaten Liniendiagramm.

2.2.4.1 Verfahren zur objektiven und automatischen Bestimmung des linearen Bereichs einer Kraft-Dehnungslänge-Kurve

Idealerweise sollten sich die Kräfte von kieferorthopädischen Gummizügen planbar verhalten und mit wenigen Kennzahlen beschreibbar sein. Das linear elastische Verhalten der Gummizüge kommt dieser Anforderung nahe, da in diesem Dehnungsbereich die Kraftänderung für eine gegebene Dehnung konstant ist. Der Studie von KANCHANA et al.³¹ ist allerdings zu entnehmen, dass die Kraft-Dehnungslänge-Kurven von Gummizügen, neben dem linearen Bereich, bei geringer und extremer Dehnung auch nicht-lineare Bereiche aufweisen. Um den linearen Bereich einer Kraft-Dehnungslänge-Kurve objektiv und automatisch bestimmen zu können, wurde ein computerbasiertes Verfahren entwickelt.

Die mathematische Grundlage zur Beurteilung der Linearität stellte der Korrelationskoeffizient nach Pearson dar. Die Berechnungen von Korrelationen geht auf FRANCIS GALTON zurück;^{23,57} KARL PEARSON arbeitete auf diesem Gebiet weiter und postulierte 1896 den Korrelationskoeffizient nach Pearson⁴⁵ (ρ , auch r oder *Pearson's r*), welcher ein Maß für den linearen Zusammenhang zweier Variablen ist. Der Korrelationskoeffizient nach Pearson hat einen gültigen Wertebereich von $\rho = -1$ bis 1, wobei $\rho = -1$ einen idealen, linear negativen Zusammenhang, $\rho = 0$ keinen linearen Zusammenhang und $\rho = 1$ einen idealen, linear positiven Zusammenhang bedeutet. Der Korrelationskoeffizient nach Pearson berechnet sich für zwei Variablen X und Y nach der Formel:

$$\rho_{x,y} = \frac{E[(X-\mu_x)(Y-\mu_y)]}{\sigma_x\sigma_y}$$

mit E = Erwartungswert, σ_x = Standardabweichung von X , σ_y = Standardabweichung von Y , μ_x = Mittelwert von X und μ_y = Mittelwert von Y

Der lineare Bereich der Kraft-Dehnungslänge-Kurve wurde zur Berechnung als größtes Intervall zwischen ganzzahligen Millimeter der Dehnung definiert, in welchem der Korrelationskoeffizient nach Pearson zwischen allen im Intervall enthaltenen Dehnungen und Kräften mindestens 0,998 betrug. Die Werte für die Dehnung und die entsprechende Kraft lagen dabei in einem Datensatz als Wertepaare vor. Die Berechnung von Beginn (B) und Ende (E) des linearen Bereichs mit der Länge L , jeweils in mm, erfolgte nach folgendem Algorithmus:

1. $L = 0$ mm
2. Schleife: Für *Beginn* = alle Werte von *Minimale Dehnung* bis (*Maximale Dehnung* - 1 mm)
3. Schleife: Für *Ende* = alle Werte von (*Beginn* + 1 mm) bis (*Maximale Dehnung*)
4. Filterung des Datensatzes auf das Intervall: Dehnung = *Beginn* bis *Ende*
5. Berechnung des Korrelationskoeffizienten ρ für alle Dehnungen und Kräfte im gefilterten Datensatz
6. Wenn $\rho \geq 0,998$ und $(\textit{Ende} - \textit{Beginn} > L)$, dann $L = (\textit{Ende} - \textit{Beginn})$ und $B = \textit{Beginn}$ und $E = \textit{Ende}$

Der Datensatz für die Kraft-Dehnungslänge-Kurve jedes Gummizugs bestand in der vorliegenden Arbeit aus etwa 240 Werten für Dehnungslänge und entsprechende Kraft. Mit dem beschriebenen Algorithmus dauerte die Berechnung des linearen Bereichs pro Gummizug etwa 1 Sekunde. Der hier entwickelte Algorithmus stellt ein standardisiertes Verfahren zur Evaluation von kieferorthopädischen Gummizügen dar und darf zu nicht-kommerziellen Zwecken uneingeschränkt verwendet und modifiziert werden.

2.3 Ergebnisse

Die Hypothese, dass der wahre Mittelwert der Stärke den Herstellerangaben entspricht, wurde für jeden untersuchten Gummizugtyp mit einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ abgelehnt, da kein 95%-Konfidenzintervall der Mittelwerte die jeweilige Herstellerangabe einschloss (Abbildung 2.7).

Schwache Gummizüge (0,7 N): \varnothing 4,8 mm: Die Testung der Herstellerangabe ergab einen Mittelwert von 0,67 N (95%-Konfidenzintervall 0,65 - 0,68 N). Die Kraft-Dehnungslänge-Kurve war von 12 mm (0,54 N) bis 43 mm (1,61 N) linear, Maximum bei 55 mm (3,82 N). \varnothing 6,4 mm: Die Testung der Herstellerangabe ergab einen Mittelwert von 0,68 N (95%-Konfidenzintervall 0,66 - 0,70 N). Die Kraft-Dehnungslänge-Kurve war von 16 mm (0,55 N) bis 55 mm (1,62 N) linear. \varnothing 8,0 mm: Die Testung der Herstellerangabe ergab einen Mittelwert von 0,73 N (95%-Konfidenzintervall 0,70 - 0,75 N). Die Kraft-Dehnungslänge-Kurve war von 20 mm (0,59 N) bis 55 mm (1,41 N) linear. \varnothing 9,5 mm: Die Testung der Herstellerangabe ergab einen Mittelwert von 0,75 N (95%-Konfidenzintervall 0,73 - 0,77 N). Die Kraft-Dehnungslänge-Kurve war von 25 mm (0,65 N) bis 55 mm (1,27 N) linear.

Mittelstarke Gummizüge (1,3 N): \varnothing 4,8 mm: Die Testung der Herstellerangabe ergab einen Mittelwert von 1,14 N (95%-Konfidenzintervall 1,11 - 1,17 N). Die Kraft-Dehnungslänge-Kurve war von 12 mm (0,92 N) bis 43 mm (2,88 N) linear, Maximum bei 55 mm (6,72 N). \varnothing 6,4 mm: Die Testung der Herstellerangabe ergab einen Mittelwert von 1,13 N (95%-Konfidenzintervall 1,08 - 1,18 N). Die Kraft-Dehnungslänge-Kurve war von 16 mm (0,91 N) bis 55 mm (2,68 N) linear. \varnothing 8,0 mm: Die Testung der Herstellerangabe ergab einen Mittelwert von 1,09 N (95%-Konfidenzintervall 1,06 - 1,12 N). Die Kraft-Dehnungslänge-Kurve war von 20 mm (0,88 N) bis 55 mm (2,12 N) linear. \varnothing 9,5 mm: Die Testung der Herstellerangabe ergab einen Mittelwert von 1,17 N (95%-Konfidenzintervall 1,15 - 1,20 N). Die Kraft-Dehnungslänge-Kurve war von 25 mm (1,01 N) bis 55 mm (2,04 N) linear.

Starke Gummizüge (1,8 N): \varnothing 4,8 mm: Die Testung der Herstellerangabe ergab einen Mittelwert von 1,71 N (95%-Konfidenzintervall 1,66 - 1,77 N). Die Kraft-Dehnungslänge-Kurve war von 12 mm (1,35 N) bis 44 mm (4,69 N) linear, Maximum bei 52 mm (7,44 N). \varnothing 6,4 mm: Die Testung der Herstellerangabe ergab einen Mittelwert von 1,58 N (95%-Konfidenzintervall 1,52 - 1,65 N). Die Kraft-Dehnungslänge-Kurve war von 17 mm (1,36 N) bis 55 mm (3,88 N) linear. \varnothing 8,0 mm: Die Testung der Herstellerangabe ergab einen Mittelwert von 1,64 N (95%-Konfidenzintervall 1,60 - 1,69 N). Die Kraft-Dehnungslänge-Kurve war von 20 mm (1,31 N) bis 55 mm (3,31 N) linear. \varnothing 9,5 mm: Die Testung der Herstellerangabe ergab einen Mittelwert von 1,88 N (95%-Konfidenzintervall 1,84 - 1,91 N). Die Kraft-Dehnungslänge-Kurve war von 25 mm (1,59 N) bis 55 mm (3,34 N) linear.

2.3.1 Kraftabweichungen von der Herstellerangabe

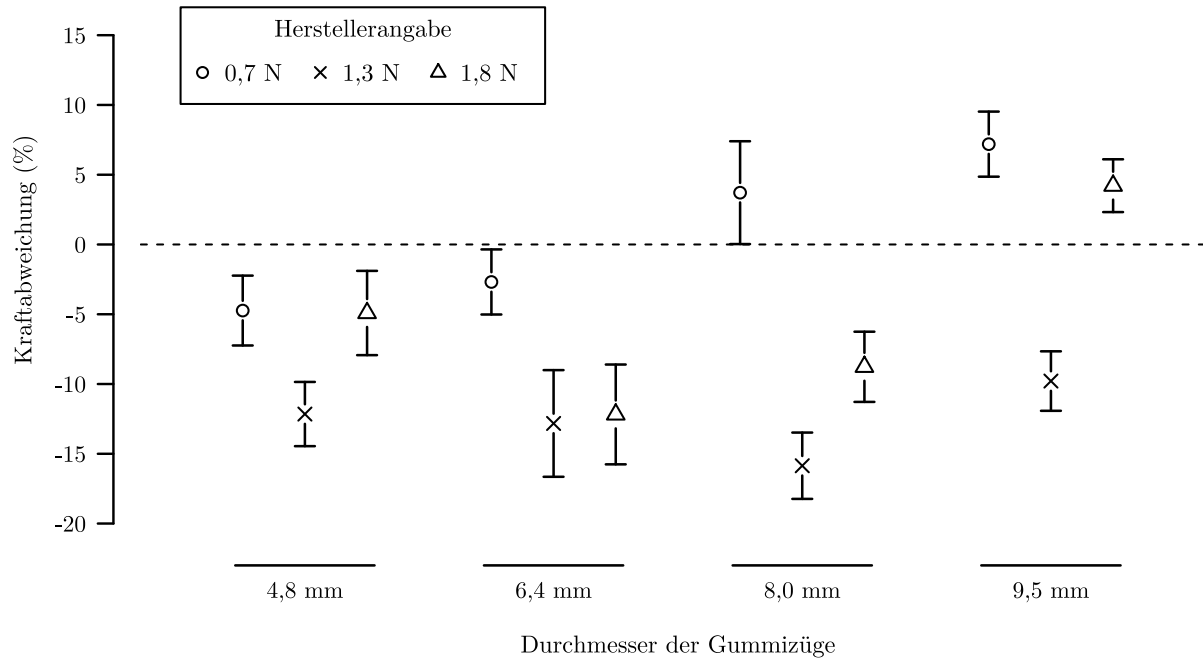


Abbildung 2.7: Kraftabweichungen der Gummizüge von der Herstellerangabe bei Dehnung auf die Dehnungslänge des dreifachen des Durchmessers; Mittelwerte mit 95%-Konfidenzintervallen ($n=20$)

Tabelle 2.1: Stärke der Gummizüge: Herstellerangabe, Mittelwert der Messungen mit 95%-Konfidenzintervall ($n=20$) und Abweichung von der Herstellerangabe, jeweils bei Dehnung auf die Dehnungslänge des dreifachen des Durchmessers

\varnothing (mm)	Angabe (N)	Messwert (N)	95%-KI (N)	Abweichung
4,8	0,7	0,67	0,65 - 0,68	-5 %
4,8	1,3	1,14	1,11 - 1,17	-12 %
4,8	1,8	1,71	1,66 - 1,77	-5 %
6,4	0,7	0,68	0,66 - 0,70	-3 %
6,4	1,3	1,13	1,08 - 1,18	-13 %
6,4	1,8	1,58	1,52 - 1,65	-12 %
8,0	0,7	0,73	0,70 - 0,75	4 %
8,0	1,3	1,09	1,06 - 1,12	-16 %
8,0	1,8	1,64	1,60 - 1,69	-9 %
9,5	0,7	0,75	0,73 - 0,77	7 %
9,5	1,3	1,17	1,15 - 1,20	-10 %
9,5	1,8	1,88	1,84 - 1,91	4 %

2.3.2 Schwache Gummizüge

2.3.2.1 \varnothing 4,8 mm; 0,7 N

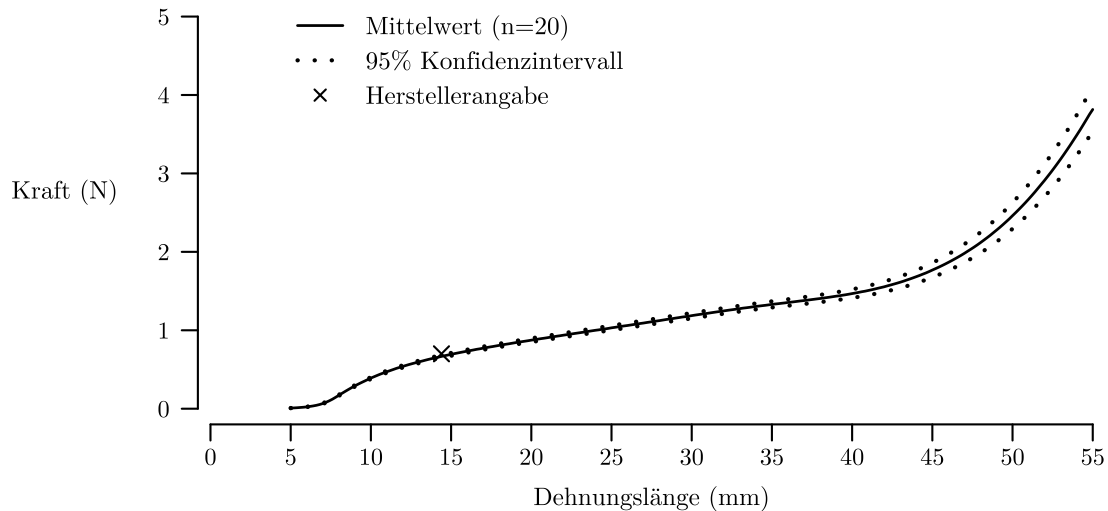
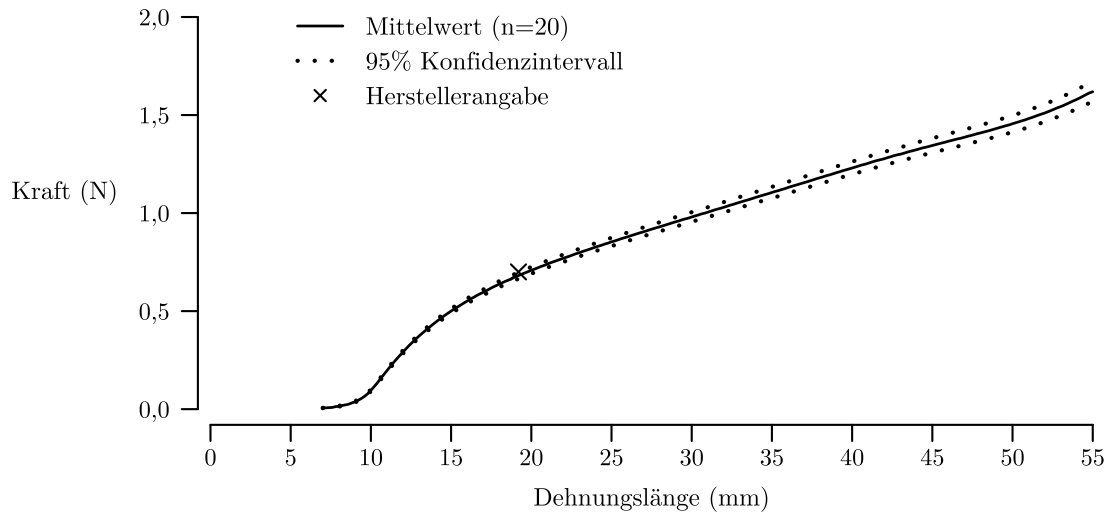


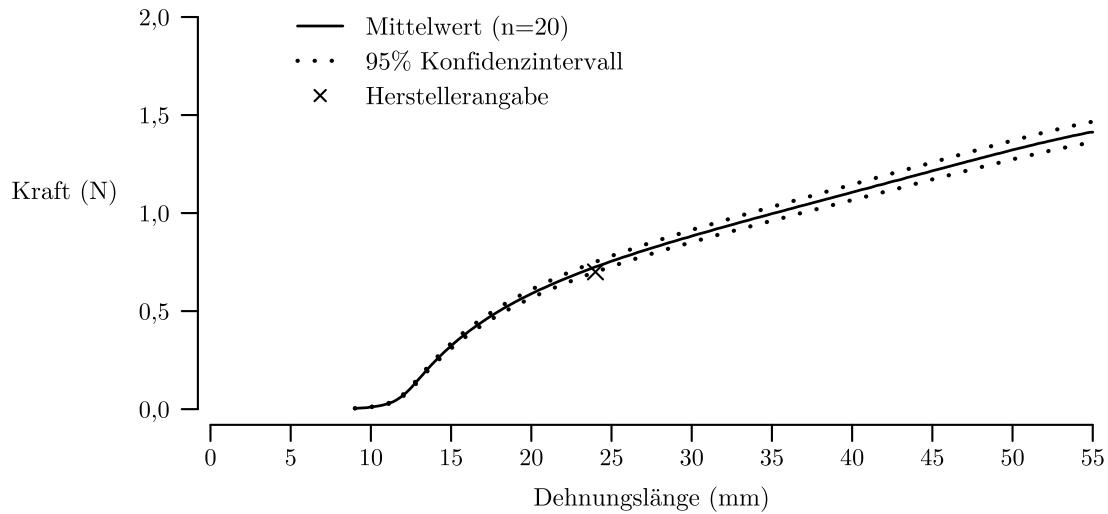
Abbildung 2.8: Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 4,8 mm in Stärke 0,7 N

Tabelle 2.2: Ergebnisse der Kraftmessungen (N) der Proben Nr. 1 - 20 für Dehnung von 10 bis 55 mm mit Mittelwert und Standardabweichung (SD) für Gummizug \varnothing 4,8 mm; 0,7 N

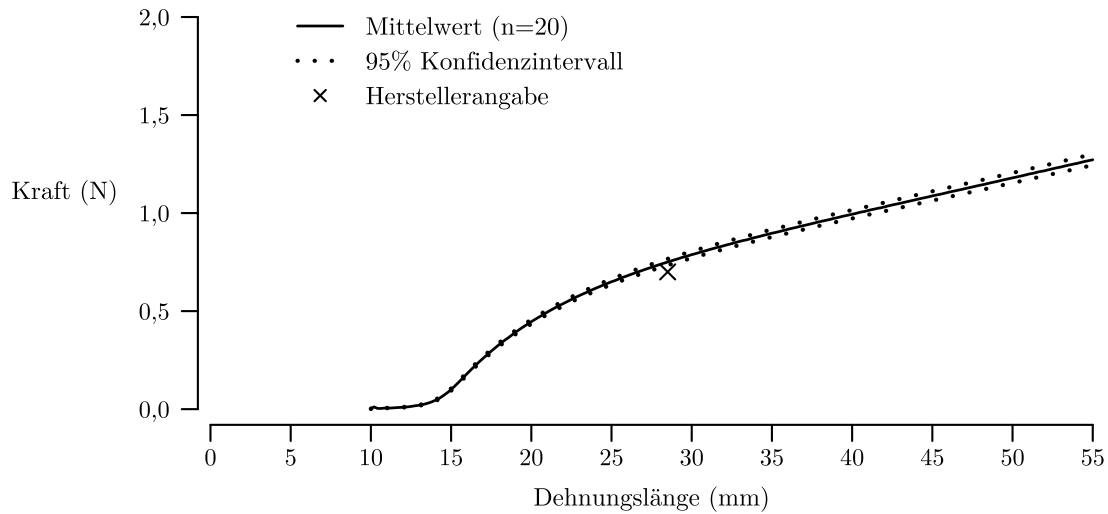
Nr.	10mm	15mm	20mm	25mm	30mm	35mm	40mm	45mm	50mm	55mm
1	0,38	0,67	0,85	1,00	1,15	1,29	1,40	1,64	2,27	3,55
2	0,40	0,70	0,88	1,04	1,19	1,34	1,47	1,76	2,45	3,77
3	0,37	0,66	0,83	0,98	1,13	1,27	1,39	1,67	2,27	3,49
4	0,35	0,63	0,80	0,94	1,08	1,22	1,32	1,53	2,05	3,12
5	0,40	0,70	0,88	1,04	1,19	1,33	1,46	1,76	2,43	3,71
6	0,42	0,74	0,93	1,10	1,26	1,41	1,56	1,91	2,71	4,25
7	0,38	0,66	0,83	0,97	1,12	1,25	1,38	1,63	2,25	3,51
8	0,41	0,73	0,92	1,08	1,25	1,40	1,54	1,84	2,56	3,95
9	0,40	0,71	0,90	1,05	1,22	1,36	1,49	1,82	2,55	3,95
10	0,39	0,69	0,87	1,02	1,17	1,32	1,44	1,67	2,24	3,39
11	0,38	0,67	0,84	0,99	1,14	1,27	1,40	1,71	2,41	3,79
12	0,40	0,71	0,89	1,05	1,20	1,35	1,48	1,78	2,48	3,84
13	0,46	0,80	1,01	1,21	1,40	1,57	1,84	2,44	3,71	5,95
14	0,37	0,67	0,85	1,00	1,15	1,29	1,40	1,66	2,29	3,54
15	0,38	0,67	0,84	0,99	1,14	1,27	1,40	1,70	2,35	3,64
16	0,41	0,73	0,93	1,10	1,28	1,44	1,63	2,04	2,93	4,59
17	0,36	0,64	0,81	0,95	1,09	1,22	1,33	1,59	2,14	3,27
18	0,41	0,72	0,91	1,07	1,23	1,37	1,53	1,86	2,56	3,92
19	0,38	0,67	0,85	1,00	1,15	1,29	1,42	1,67	2,30	3,55
20	0,39	0,70	0,88	1,04	1,19	1,34	1,47	1,70	2,29	3,51
Mittel	0,39	0,69	0,87	1,03	1,19	1,33	1,47	1,77	2,46	3,82
SD	0,02	0,04	0,05	0,06	0,07	0,08	0,12	0,20	0,36	0,60

2.3.2.2 \varnothing 6,4 mm; 0,7 N**Abbildung 2.9:** Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 6,4 mm in Stärke 0,7 N**Tabelle 2.3:** Ergebnisse der Kraftmessungen (N) der Proben Nr. 1 - 20 für Dehnung von 10 bis 55 mm mit Mittelwert und Standardabweichung (SD) für Gummizug \varnothing 6,4 mm; 0,7 N

Nr.	10mm	15mm	20mm	25mm	30mm	35mm	40mm	45mm	50mm	55mm
1	0,09	0,48	0,68	0,82	0,94	1,05	1,17	1,28	1,38	1,52
2	0,10	0,50	0,70	0,85	0,98	1,10	1,23	1,34	1,45	1,64
3	0,08	0,50	0,71	0,85	0,98	1,10	1,23	1,34	1,44	1,60
4	0,10	0,52	0,74	0,90	1,03	1,16	1,30	1,42	1,56	1,76
5	0,09	0,50	0,71	0,86	0,98	1,11	1,23	1,34	1,48	1,65
6	0,10	0,49	0,70	0,84	0,96	1,08	1,21	1,31	1,42	1,62
7	0,10	0,49	0,70	0,84	0,96	1,08	1,21	1,32	1,42	1,56
8	0,09	0,47	0,67	0,80	0,92	1,04	1,16	1,27	1,37	1,52
9	0,09	0,49	0,69	0,83	0,95	1,07	1,19	1,30	1,40	1,54
10	0,12	0,55	0,78	0,94	1,08	1,21	1,35	1,47	1,59	1,76
11	0,10	0,50	0,71	0,86	0,99	1,11	1,24	1,35	1,45	1,61
12	0,10	0,53	0,75	0,90	1,03	1,16	1,29	1,41	1,52	1,68
13	0,11	0,52	0,73	0,88	1,00	1,13	1,26	1,38	1,49	1,63
14	0,09	0,50	0,70	0,84	0,96	1,08	1,20	1,31	1,43	1,58
15	0,08	0,48	0,68	0,83	0,95	1,07	1,19	1,30	1,40	1,53
16	0,09	0,47	0,67	0,80	0,93	1,05	1,18	1,28	1,38	1,55
17	0,10	0,49	0,69	0,83	0,95	1,07	1,19	1,31	1,43	1,60
18	0,09	0,50	0,71	0,86	0,98	1,10	1,23	1,34	1,44	1,58
19	0,08	0,46	0,66	0,79	0,90	1,02	1,13	1,23	1,33	1,46
20	0,11	0,56	0,80	0,97	1,12	1,28	1,43	1,58	1,73	1,96
Mittel	0,10	0,50	0,71	0,85	0,98	1,11	1,23	1,34	1,46	1,62
SD	0,01	0,03	0,04	0,04	0,05	0,06	0,07	0,08	0,09	0,11

2.3.2.3 \varnothing 8,0 mm; 0,7 N**Abbildung 2.10:** Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 8,0 mm in Stärke 0,7 N**Tabelle 2.4:** Ergebnisse der Kraftmessungen (N) der Proben Nr. 1 - 20 für Dehnung von 10 bis 55 mm mit Mittelwert und Standardabweichung (SD) für Gummizug \varnothing 8,0 mm; 0,7 N

Nr.	10mm	15mm	20mm	25mm	30mm	35mm	40mm	45mm	50mm	55mm
1	0,01	0,38	0,67	0,85	1,00	1,13	1,25	1,37	1,50	1,60
2	0,01	0,35	0,65	0,83	0,97	1,09	1,21	1,33	1,45	1,55
3	0,01	0,35	0,64	0,82	0,96	1,09	1,22	1,34	1,47	1,57
4	0,01	0,37	0,65	0,84	0,98	1,10	1,23	1,35	1,47	1,56
5	0,01	0,33	0,60	0,78	0,92	1,03	1,15	1,26	1,38	1,47
6	0,01	0,31	0,57	0,73	0,86	0,97	1,08	1,18	1,28	1,37
7	0,01	0,28	0,54	0,70	0,82	0,92	1,02	1,12	1,22	1,30
8	0,01	0,32	0,59	0,76	0,89	1,00	1,11	1,22	1,32	1,41
9	0,01	0,32	0,59	0,76	0,88	0,99	1,10	1,21	1,32	1,40
10	0,01	0,33	0,59	0,76	0,88	1,00	1,11	1,22	1,33	1,42
11	0,02	0,33	0,61	0,78	0,91	1,02	1,13	1,25	1,35	1,44
12	0,01	0,31	0,55	0,71	0,83	0,94	1,03	1,14	1,24	1,32
13	0,01	0,31	0,56	0,71	0,83	0,94	1,05	1,16	1,26	1,34
14	0,01	0,34	0,62	0,80	0,94	1,06	1,18	1,29	1,41	1,51
15	0,01	0,28	0,52	0,66	0,77	0,87	0,96	1,06	1,15	1,22
16	0,01	0,32	0,59	0,75	0,88	1,00	1,11	1,22	1,33	1,42
17	0,01	0,29	0,54	0,70	0,82	0,92	1,02	1,12	1,22	1,31
18	0,01	0,31	0,57	0,74	0,86	0,97	1,08	1,18	1,29	1,37
19	0,01	0,27	0,50	0,65	0,76	0,86	0,95	1,04	1,14	1,21
20	0,01	0,34	0,61	0,78	0,91	1,02	1,14	1,25	1,35	1,44
Mittel	0,01	0,32	0,59	0,76	0,88	1,00	1,11	1,22	1,32	1,41
SD	0,00	0,03	0,05	0,06	0,07	0,08	0,08	0,09	0,10	0,11

2.3.2.4 \varnothing 9,5 mm; 0,7 N**Abbildung 2.11:** Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 9,5 mm in Stärke 0,7 N**Tabelle 2.5:** Ergebnisse der Kraftmessungen (N) der Proben Nr. 1 - 20 für Dehnung von 10 bis 55 mm mit Mittelwert und Standardabweichung (SD) für Gummizug \varnothing 9,5 mm; 0,7 N

Nr.	10mm	15mm	20mm	25mm	30mm	35mm	40mm	45mm	50mm	55mm
1	0,00	0,10	0,46	0,67	0,82	0,93	1,03	1,13	1,22	1,32
2	0,00	0,12	0,47	0,67	0,81	0,92	1,02	1,12	1,22	1,32
3	0,00	0,11	0,45	0,65	0,79	0,90	0,99	1,08	1,18	1,27
4	0,00	0,10	0,45	0,66	0,79	0,90	0,99	1,09	1,18	1,27
5	0,00	0,11	0,48	0,70	0,85	0,97	1,08	1,18	1,28	1,38
6	0,00	0,08	0,41	0,62	0,75	0,85	0,95	1,03	1,12	1,21
7	0,00	0,11	0,44	0,64	0,77	0,87	0,96	1,05	1,14	1,23
8	0,00	0,11	0,47	0,68	0,82	0,94	1,04	1,14	1,23	1,33
9	0,00	0,11	0,48	0,69	0,84	0,95	1,05	1,15	1,25	1,35
10	0,00	0,09	0,43	0,63	0,76	0,87	0,97	1,07	1,17	1,26
11	0,00	0,11	0,47	0,67	0,81	0,92	1,02	1,12	1,22	1,31
12	0,00	0,09	0,41	0,60	0,72	0,82	0,91	0,99	1,08	1,16
13	0,00	0,09	0,44	0,65	0,79	0,90	0,99	1,08	1,18	1,27
14	0,00	0,08	0,43	0,63	0,76	0,87	0,96	1,05	1,14	1,23
15	0,00	0,09	0,43	0,63	0,77	0,88	0,97	1,06	1,15	1,24
16	0,00	0,09	0,43	0,63	0,76	0,88	0,97	1,07	1,16	1,25
17	0,00	0,10	0,43	0,63	0,77	0,88	0,98	1,07	1,16	1,25
18	0,00	0,11	0,45	0,66	0,80	0,90	1,00	1,09	1,18	1,28
19	0,00	0,11	0,48	0,70	0,85	0,96	1,06	1,16	1,26	1,35
20	0,00	0,08	0,40	0,60	0,73	0,83	0,91	1,00	1,08	1,16
Mittel	0,00	0,10	0,45	0,65	0,79	0,90	0,99	1,09	1,18	1,27
SD	0,00	0,01	0,02	0,03	0,04	0,04	0,05	0,05	0,05	0,06

2.3.3 Mittelstarke Gummizüge

2.3.3.1 \varnothing 4,8 mm; 1,3 N

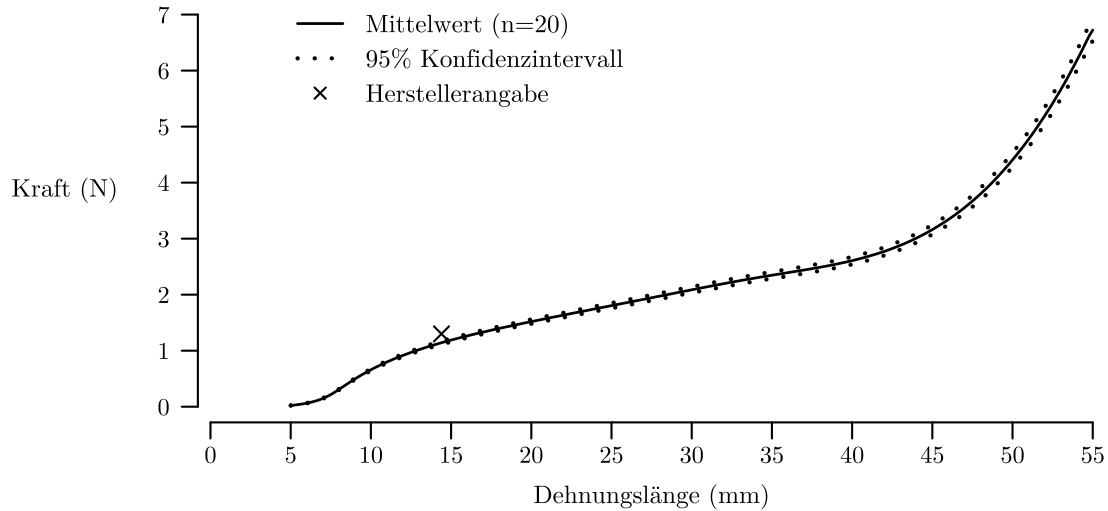
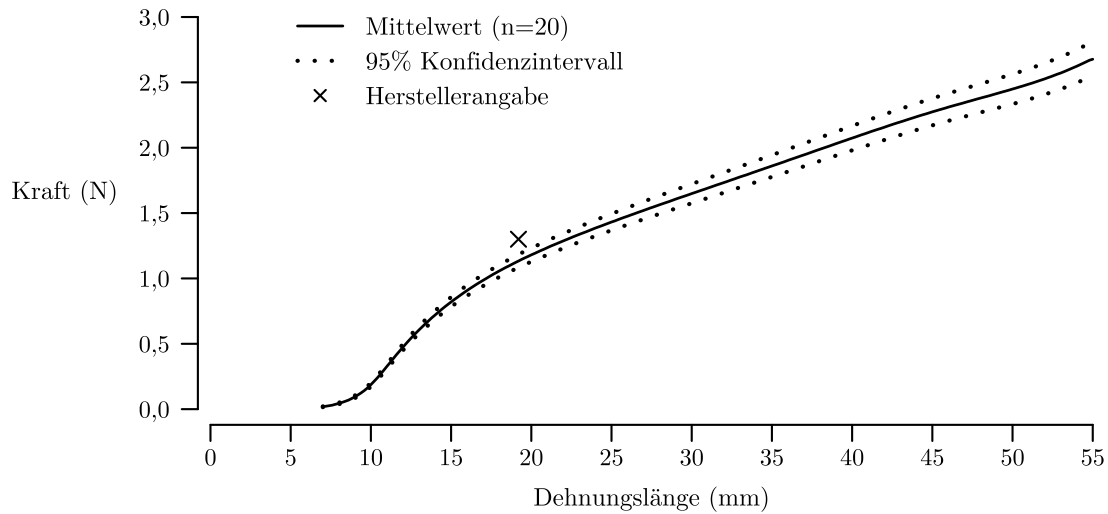


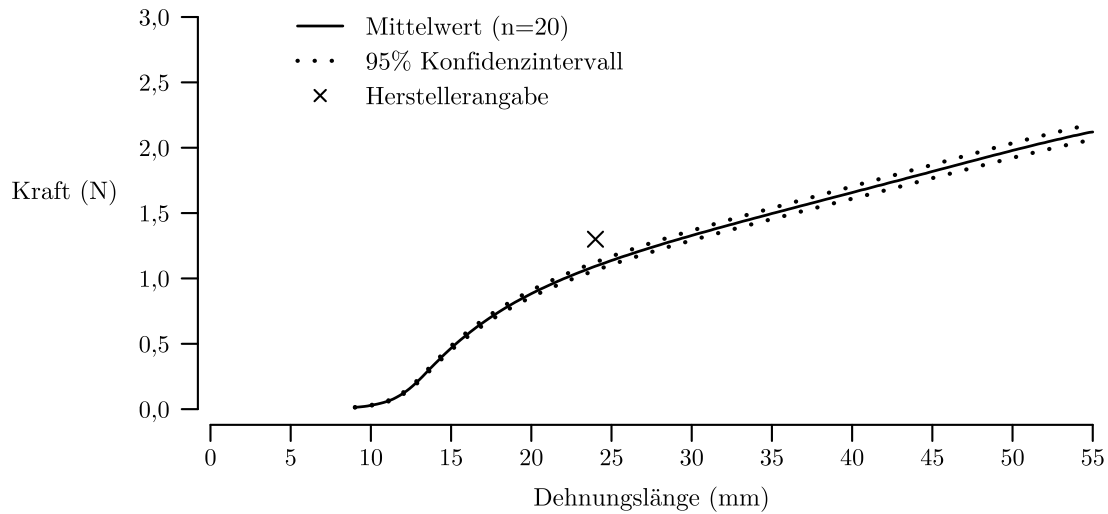
Abbildung 2.12: Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 4,8 mm in Stärke 1,3 N

Tabelle 2.6: Ergebnisse der Kraftmessungen (N) der Proben Nr. 1 - 20 für Dehnung von 10 bis 55 mm mit Mittelwert und Standardabweichung (SD) für Gummizug \varnothing 4,8 mm; 1,3 N

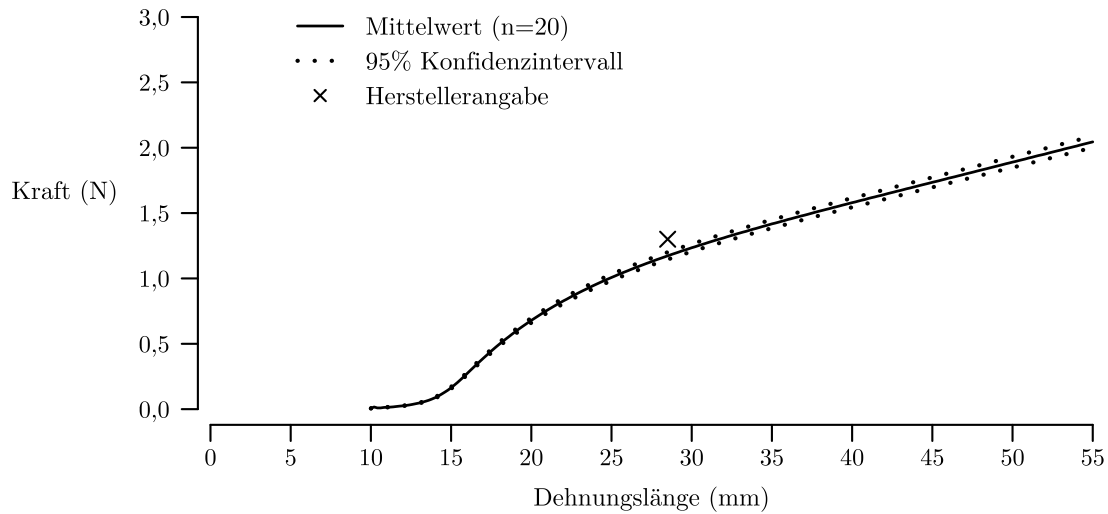
Nr.	10mm	15mm	20mm	25mm	30mm	35mm	40mm	45mm	50mm	55mm
1	0,67	1,20	1,53	1,82	2,11	2,38	2,63	3,16	4,41	6,80
2	0,66	1,19	1,52	1,80	2,08	2,34	2,61	3,22	4,54	6,87
3	0,70	1,24	1,58	1,88	2,17	2,44	2,71	3,32	4,71	7,26
4	0,64	1,15	1,46	1,74	2,01	2,26	2,54	3,14	4,45	6,80
5	0,69	1,25	1,60	1,90	2,20	2,47	2,80	3,46	4,80	7,29
6	0,69	1,24	1,58	1,88	2,17	2,45	2,72	3,33	4,70	7,21
7	0,64	1,16	1,48	1,76	2,04	2,30	2,58	3,24	4,68	7,26
8	0,62	1,13	1,44	1,71	1,98	2,22	2,45	2,94	4,07	6,24
9	0,68	1,24	1,59	1,89	2,19	2,46	2,74	3,31	4,57	6,85
10	0,64	1,16	1,49	1,77	2,05	2,31	2,56	3,12	4,38	6,72
11	0,65	1,17	1,50	1,78	2,06	2,31	2,55	3,05	4,23	6,50
12	0,68	1,20	1,53	1,82	2,11	2,37	2,62	3,19	4,49	6,93
13	0,64	1,16	1,48	1,75	2,02	2,27	2,50	3,00	4,16	6,36
14	0,63	1,14	1,46	1,74	2,02	2,27	2,53	3,02	4,16	6,40
15	0,65	1,16	1,48	1,76	2,04	2,29	2,53	3,09	4,32	6,62
16	0,71	1,27	1,62	1,92	2,22	2,50	2,74	3,19	4,32	6,54
17	0,61	1,09	1,39	1,66	1,92	2,16	2,42	3,02	4,27	6,55
18	0,75	1,38	1,76	2,08	2,41	2,71	3,00	3,55	4,81	7,11
19	0,62	1,15	1,47	1,75	2,02	2,27	2,54	3,12	4,33	6,51
20	0,60	1,10	1,41	1,66	1,92	2,17	2,37	2,76	3,73	5,65
Mittel	0,66	1,19	1,52	1,80	2,09	2,35	2,61	3,16	4,41	6,72
SD	0,04	0,07	0,08	0,10	0,12	0,13	0,14	0,18	0,27	0,41

2.3.3.2 \varnothing 6,4 mm; 1,3 N**Abbildung 2.13:** Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 6,4 mm in Stärke 1,3 N**Tabelle 2.7:** Ergebnisse der Kraftmessungen (N) der Proben Nr. 1 - 20 für Dehnung von 10 bis 55 mm mit Mittelwert und Standardabweichung (SD) für Gummizug \varnothing 6,4 mm; 1,3 N

Nr.	10mm	15mm	20mm	25mm	30mm	35mm	40mm	45mm	50mm	55mm
1	0,19	0,82	1,18	1,43	1,65	1,86	2,08	2,28	2,46	2,70
2	0,20	0,84	1,20	1,45	1,67	1,88	2,10	2,29	2,45	2,72
3	0,15	0,76	1,10	1,33	1,54	1,74	1,94	2,12	2,29	2,53
4	0,20	0,83	1,21	1,47	1,69	1,90	2,12	2,34	2,51	2,71
5	0,17	0,80	1,15	1,39	1,60	1,81	2,02	2,23	2,38	2,59
6	0,18	0,77	1,10	1,34	1,55	1,75	1,95	2,12	2,33	2,59
7	0,18	0,83	1,20	1,45	1,67	1,88	2,10	2,31	2,48	2,69
8	0,20	0,82	1,18	1,43	1,65	1,86	2,08	2,28	2,44	2,67
9	0,17	0,79	1,14	1,39	1,61	1,81	2,02	2,22	2,39	2,62
10	0,15	0,75	1,10	1,33	1,53	1,73	1,93	2,11	2,27	2,47
11	0,19	0,84	1,19	1,44	1,66	1,87	2,09	2,30	2,47	2,69
12	0,20	0,79	1,13	1,37	1,57	1,78	1,98	2,16	2,33	2,57
13	0,19	0,82	1,19	1,45	1,67	1,88	2,10	2,30	2,49	2,71
14	0,18	0,83	1,20	1,46	1,68	1,88	2,10	2,30	2,48	2,70
15	0,20	0,86	1,24	1,50	1,72	1,95	2,17	2,38	2,56	2,81
16	0,17	0,82	1,18	1,44	1,66	1,87	2,09	2,30	2,47	2,67
17	0,16	0,76	1,09	1,31	1,50	1,68	1,87	2,04	2,18	2,37
18	0,18	0,76	1,09	1,32	1,52	1,72	1,91	2,10	2,24	2,45
19	0,30	1,12	1,61	1,96	2,26	2,55	2,85	3,12	3,40	3,77
20	0,19	0,78	1,13	1,37	1,58	1,78	1,99	2,19	2,35	2,54
Mittel	0,19	0,82	1,18	1,43	1,65	1,86	2,07	2,27	2,45	2,68
SD	0,03	0,08	0,11	0,14	0,16	0,18	0,20	0,22	0,24	0,28

2.3.3.3 \varnothing 8,0 mm; 1,3 N**Abbildung 2.14:** Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 8,0 mm in Stärke 1,3 N**Tabelle 2.8:** Ergebnisse der Kraftmessungen (N) der Proben Nr. 1 - 20 für Dehnung von 10 bis 55 mm mit Mittelwert und Standardabweichung (SD) für Gummizug \varnothing 8,0 mm; 1,3 N

Nr.	10mm	15mm	20mm	25mm	30mm	35mm	40mm	45mm	50mm	55mm
1	0,03	0,45	0,84	1,08	1,26	1,43	1,58	1,74	1,90	2,04
2	0,03	0,50	0,92	1,19	1,39	1,57	1,73	1,90	2,07	2,22
3	0,03	0,50	0,92	1,18	1,38	1,55	1,72	1,88	2,05	2,19
4	0,03	0,45	0,87	1,12	1,30	1,47	1,62	1,78	1,93	2,07
5	0,03	0,46	0,88	1,13	1,32	1,48	1,64	1,80	1,96	2,10
6	0,03	0,47	0,89	1,15	1,34	1,51	1,67	1,83	1,99	2,14
7	0,03	0,50	0,94	1,20	1,40	1,57	1,74	1,91	2,08	2,22
8	0,02	0,40	0,81	1,05	1,23	1,39	1,54	1,69	1,84	1,97
9	0,04	0,52	0,97	1,26	1,48	1,67	1,85	2,04	2,22	2,39
10	0,02	0,44	0,84	1,08	1,27	1,43	1,57	1,73	1,88	2,01
11	0,03	0,54	0,99	1,27	1,48	1,66	1,84	2,02	2,20	2,35
12	0,02	0,44	0,84	1,08	1,27	1,43	1,58	1,74	1,89	2,02
13	0,04	0,47	0,89	1,15	1,34	1,51	1,67	1,83	2,00	2,14
14	0,04	0,47	0,91	1,18	1,38	1,55	1,72	1,89	2,05	2,20
15	0,04	0,51	0,94	1,21	1,41	1,59	1,76	1,94	2,11	2,25
16	0,03	0,44	0,84	1,08	1,26	1,42	1,57	1,73	1,88	2,01
17	0,03	0,44	0,84	1,09	1,27	1,44	1,59	1,74	1,90	2,03
18	0,03	0,42	0,80	1,03	1,20	1,35	1,50	1,65	1,79	1,92
19	0,03	0,47	0,90	1,16	1,35	1,52	1,69	1,85	2,01	2,15
20	0,02	0,42	0,81	1,05	1,24	1,39	1,54	1,70	1,85	1,98
Mittel	0,03	0,47	0,88	1,14	1,33	1,50	1,66	1,82	1,98	2,12
SD	0,01	0,04	0,05	0,07	0,08	0,09	0,10	0,11	0,12	0,13

2.3.3.4 \varnothing 9,5 mm; 1,3 N**Abbildung 2.15:** Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 9,5 mm in Stärke 1,3 N**Tabelle 2.9:** Ergebnisse der Kraftmessungen (N) der Proben Nr. 1 - 20 für Dehnung von 10 bis 55 mm mit Mittelwert und Standardabweichung (SD) für Gummizug \varnothing 9,5 mm; 1,3 N

Nr.	10mm	15mm	20mm	25mm	30mm	35mm	40mm	45mm	50mm	55mm
1	0,00	0,17	0,65	0,97	1,19	1,37	1,53	1,69	1,85	2,00
2	0,01	0,18	0,68	0,99	1,22	1,40	1,56	1,72	1,87	2,03
3	0,01	0,17	0,68	1,01	1,24	1,42	1,59	1,76	1,92	2,09
4	0,00	0,16	0,68	1,01	1,24	1,41	1,57	1,73	1,88	2,03
5	0,00	0,14	0,65	0,98	1,21	1,39	1,55	1,71	1,86	2,01
6	0,01	0,17	0,65	0,96	1,18	1,35	1,51	1,66	1,81	1,97
7	0,01	0,18	0,71	1,05	1,27	1,46	1,62	1,78	1,94	2,09
8	0,01	0,16	0,65	0,96	1,17	1,34	1,49	1,64	1,77	1,92
9	0,01	0,15	0,64	0,95	1,16	1,33	1,49	1,63	1,78	1,93
10	0,01	0,16	0,67	0,99	1,22	1,41	1,58	1,74	1,90	2,06
11	0,01	0,15	0,64	0,95	1,16	1,33	1,49	1,63	1,78	1,93
12	0,01	0,19	0,74	1,10	1,34	1,54	1,71	1,88	2,04	2,21
13	0,01	0,15	0,70	1,05	1,28	1,47	1,64	1,79	1,95	2,10
14	0,01	0,15	0,66	0,99	1,21	1,39	1,55	1,71	1,86	2,01
15	0,01	0,19	0,74	1,09	1,33	1,52	1,68	1,84	2,00	2,17
16	0,01	0,18	0,73	1,07	1,32	1,51	1,68	1,85	2,02	2,18
17	0,00	0,17	0,72	1,06	1,30	1,49	1,66	1,81	1,97	2,13
18	0,00	0,16	0,72	1,06	1,30	1,49	1,65	1,82	1,98	2,13
19	0,01	0,13	0,60	0,91	1,13	1,30	1,45	1,59	1,73	1,87
20	0,00	0,16	0,69	1,02	1,24	1,43	1,59	1,74	1,90	2,05
Mittel	0,01	0,16	0,68	1,01	1,23	1,42	1,58	1,74	1,89	2,04
SD	0,00	0,02	0,04	0,05	0,06	0,07	0,08	0,08	0,09	0,09

2.3.4 Starke Gummizüge

2.3.4.1 \varnothing 4,8 mm; 1,8 N

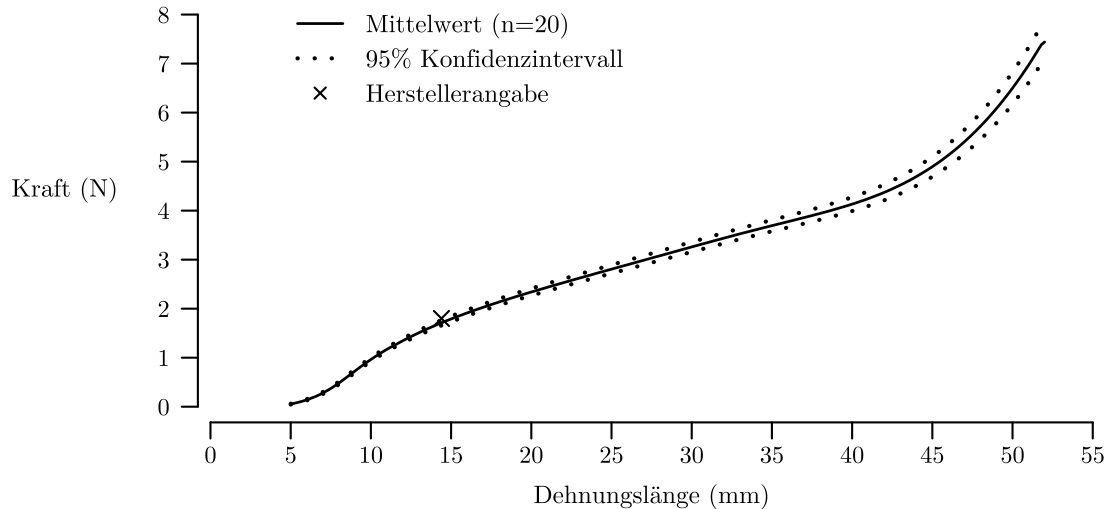
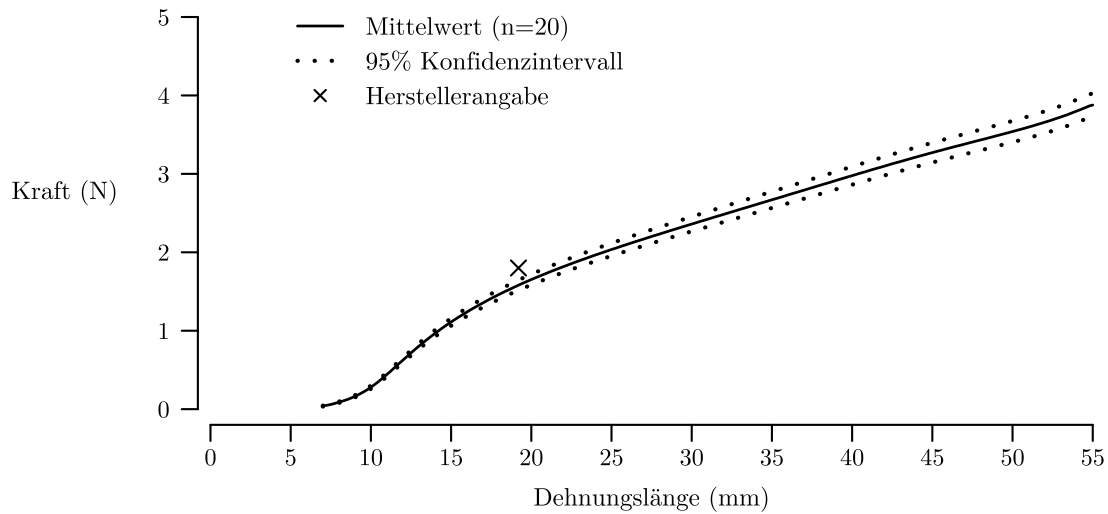


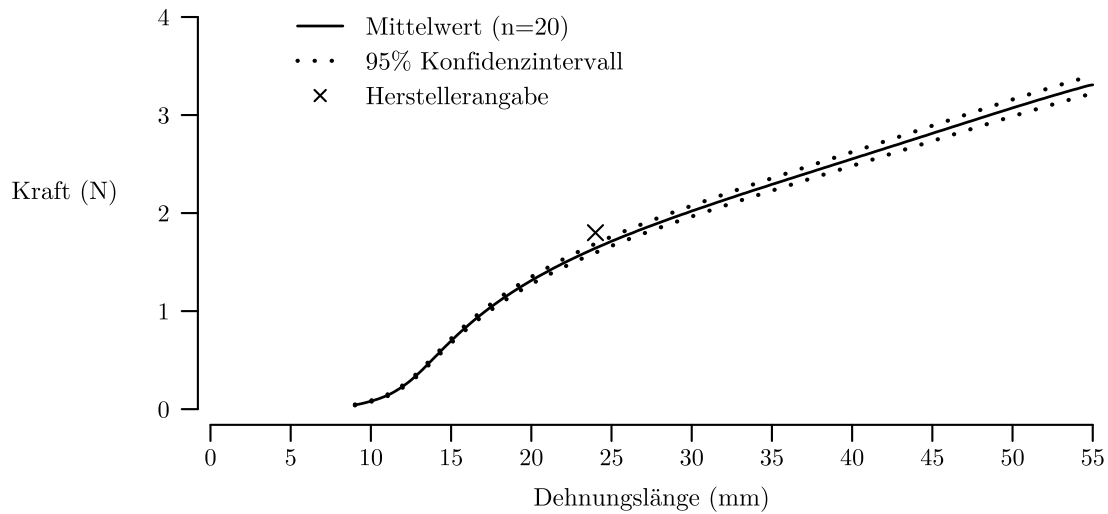
Abbildung 2.16: Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 4,8 mm in Stärke 1,8 N

Tabelle 2.10: Ergebnisse der Kraftmessungen (N) der Proben Nr. 1 - 20 für Dehnung von 10 bis 52 mm mit Mittelwert und Standardabweichung (SD) für Gummizug \varnothing 4,8 mm; 1,8 N

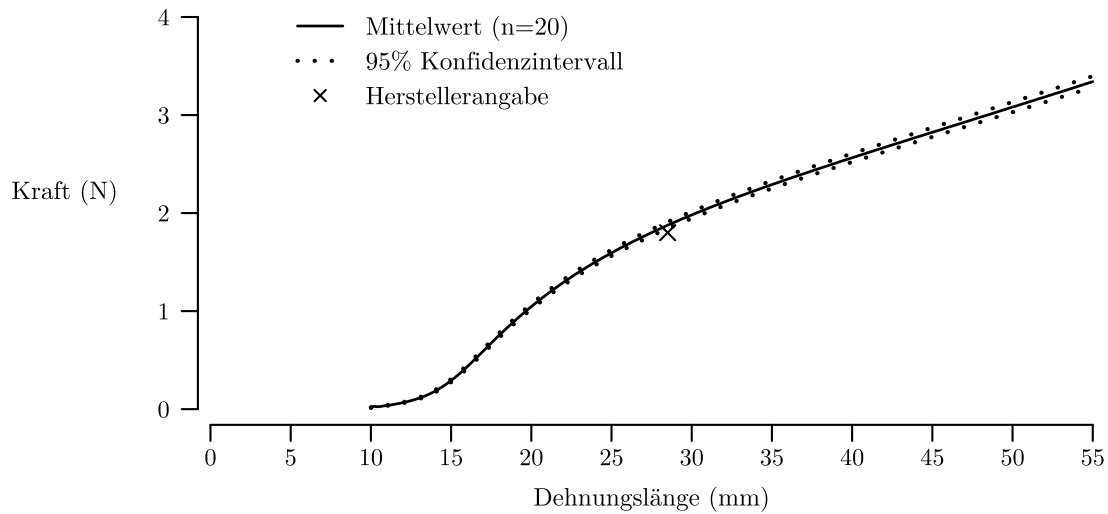
Nr.	10mm	15mm	20mm	25mm	30mm	35mm	40mm	45mm	50mm	52mm
1	1,00	1,89	2,47	2,96	3,45	3,90	4,39	5,34	7,29	8,42
2	1,05	1,94	2,54	3,05	3,55	4,02	4,50	5,35	7,17	8,26
3	1,14	1,88	2,44	2,92	3,40	3,85	4,33	5,25	7,23	8,41
4	1,12	2,06	2,68	3,21	3,72	4,20	4,78	5,83	7,89	8,75
5	1,05	1,95	2,53	3,04	3,54	4,04	4,58	5,59	7,67	8,70
6	0,97	1,81	2,36	2,83	3,29	3,73	4,24	5,17	7,00	8,05
7	0,86	1,60	2,09	2,50	2,91	3,29	3,65	4,30	5,75	6,64
8	1,00	1,86	2,44	2,92	3,40	3,85	4,30	5,07	6,68	7,65
9	0,91	1,75	2,28	2,73	3,17	3,59	4,00	4,72	6,22	7,12
10	0,93	1,73	2,26	2,71	3,14	3,55	3,96	4,68	6,20	7,12
11	0,90	1,68	2,20	2,64	3,06	3,47	3,83	4,45	5,79	6,63
12	0,99	1,85	2,42	2,91	3,39	3,84	4,30	5,06	6,62	7,55
13	1,01	1,84	2,40	2,88	3,35	3,80	4,25	5,10	6,92	8,04
14	0,95	1,78	2,33	2,80	3,26	3,69	4,11	4,77	6,21	7,13
15	0,92	1,72	2,25	2,70	3,14	3,55	3,97	4,70	6,23	7,15
16	0,94	1,79	2,35	2,82	3,26	3,70	4,10	4,69	5,96	6,73
17	0,84	1,63	2,14	2,57	2,98	3,37	3,75	4,39	5,66	6,43
18	0,88	1,65	2,15	2,58	3,00	3,39	3,79	4,48	5,92	6,78
19	0,94	1,76	2,30	2,75	3,20	3,63	4,04	4,68	6,10	6,98
20	0,86	1,64	2,16	2,60	3,01	3,41	3,77	4,32	5,50	6,25
Mittel	0,96	1,79	2,34	2,81	3,26	3,69	4,13	4,90	6,50	7,44
SD	0,08	0,12	0,15	0,18	0,22	0,25	0,30	0,44	0,70	0,79

2.3.4.2 \varnothing 6,4 mm; 1,8 N**Abbildung 2.17:** Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 6,4 mm in Stärke 1,8 N**Tabelle 2.11:** Ergebnisse der Kraftmessungen (N) der Proben Nr. 1 - 20 für Dehnung von 10 bis 55 mm mit Mittelwert und Standardabweichung (SD) für Gummizug \varnothing 6,4 mm; 1,8 N

Nr.	10mm	15mm	20mm	25mm	30mm	35mm	40mm	45mm	50mm	55mm
1	0,28	1,00	1,48	1,83	2,13	2,42	2,71	2,98	3,26	3,67
2	0,24	1,04	1,56	1,92	2,23	2,53	2,82	3,10	3,35	3,69
3	0,29	1,12	1,66	2,05	2,38	2,69	3,00	3,29	3,57	3,92
4	0,25	1,16	1,74	2,14	2,47	2,79	3,11	3,42	3,69	3,98
5	0,30	1,16	1,69	2,07	2,39	2,71	3,02	3,32	3,59	3,94
6	0,21	0,98	1,50	1,86	2,17	2,46	2,74	3,02	3,27	3,58
7	0,29	1,15	1,68	2,06	2,38	2,69	2,99	3,28	3,54	3,88
8	0,24	1,04	1,55	1,92	2,22	2,51	2,79	3,07	3,31	3,56
9	0,29	1,09	1,61	1,98	2,30	2,61	2,91	3,20	3,49	3,85
10	0,35	1,33	1,96	2,40	2,77	3,14	3,49	3,83	4,15	4,62
11	0,25	1,16	1,79	2,23	2,58	2,92	3,25	3,58	3,86	4,17
12	0,38	1,18	1,75	2,14	2,48	2,79	3,11	3,41	3,67	3,99
13	0,21	0,92	1,38	1,71	1,98	2,24	2,50	2,75	2,96	3,21
14	0,30	1,20	1,79	2,20	2,55	2,88	3,21	3,53	3,82	4,18
15	0,26	1,02	1,50	1,85	2,15	2,43	2,72	2,99	3,24	3,60
16	0,28	1,07	1,58	1,95	2,26	2,56	2,85	3,13	3,39	3,74
17	0,29	1,14	1,71	2,11	2,44	2,76	3,08	3,39	3,67	4,00
18	0,25	1,04	1,56	1,94	2,24	2,53	2,82	3,09	3,34	3,63
19	0,32	1,28	1,89	2,33	2,69	3,04	3,39	3,72	4,02	4,37
20	0,31	1,13	1,66	2,04	2,38	2,70	3,02	3,31	3,60	3,98
Mittel	0,28	1,11	1,65	2,04	2,36	2,67	2,98	3,27	3,54	3,88
SD	0,04	0,10	0,14	0,17	0,20	0,22	0,25	0,27	0,29	0,32

2.3.4.3 \varnothing 8,0 mm; 1,8 N**Abbildung 2.18:** Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 8,0 mm in Stärke 1,8 N**Tabelle 2.12:** Ergebnisse der Kraftmessungen (N) der Proben Nr. 1 - 20 für Dehnung von 10 bis 55 mm mit Mittelwert und Standardabweichung (SD) für Gummizug \varnothing 8,0 mm; 1,8 N

Nr.	10mm	15mm	20mm	25mm	30mm	35mm	40mm	45mm	50mm	55mm
1	0,08	0,75	1,40	1,83	2,16	2,45	2,73	3,01	3,29	3,54
2	0,07	0,66	1,24	1,61	1,90	2,15	2,40	2,64	2,89	3,12
3	0,09	0,67	1,27	1,66	1,97	2,23	2,49	2,74	3,00	3,23
4	0,07	0,68	1,36	1,80	2,13	2,42	2,70	2,98	3,25	3,51
5	0,09	0,77	1,42	1,84	2,17	2,46	2,74	3,02	3,30	3,55
6	0,11	0,77	1,44	1,87	2,21	2,51	2,79	3,08	3,37	3,62
7	0,06	0,65	1,25	1,63	1,93	2,18	2,43	2,68	2,92	3,15
8	0,07	0,66	1,25	1,63	1,92	2,18	2,43	2,68	2,93	3,15
9	0,08	0,61	1,14	1,49	1,76	1,99	2,22	2,44	2,67	2,87
10	0,08	0,75	1,39	1,81	2,13	2,42	2,70	2,97	3,25	3,49
11	0,08	0,73	1,34	1,73	2,04	2,31	2,57	2,83	3,09	3,32
12	0,10	0,71	1,29	1,66	1,95	2,22	2,47	2,72	2,96	3,18
13	0,10	0,75	1,39	1,82	2,15	2,44	2,71	2,99	3,26	3,51
14	0,06	0,62	1,21	1,59	1,88	2,13	2,38	2,62	2,86	3,08
15	0,08	0,75	1,39	1,80	2,12	2,40	2,67	2,94	3,21	3,46
16	0,08	0,70	1,33	1,75	2,06	2,34	2,61	2,87	3,14	3,38
17	0,09	0,69	1,31	1,72	2,04	2,31	2,58	2,84	3,10	3,33
18	0,08	0,69	1,29	1,69	2,00	2,26	2,52	2,78	3,03	3,26
19	0,07	0,65	1,27	1,66	1,96	2,22	2,47	2,73	2,97	3,20
20	0,09	0,67	1,26	1,65	1,95	2,22	2,46	2,72	2,97	3,19
Mittel	0,08	0,70	1,31	1,71	2,02	2,29	2,55	2,81	3,07	3,31
SD	0,01	0,05	0,08	0,10	0,12	0,14	0,15	0,17	0,18	0,20

2.3.4.4 \varnothing 9,5 mm; 1,8 N**Abbildung 2.19:** Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 9,5 mm in Stärke 1,8 N**Tabelle 2.13:** Ergebnisse der Kraftmessungen (N) der Proben Nr. 1 - 20 für Dehnung von 10 bis 55 mm mit Mittelwert und Standardabweichung (SD) für Gummizug \varnothing 9,5 mm; 1,8 N

Nr.	10mm	15mm	20mm	25mm	30mm	35mm	40mm	45mm	50mm	55mm
1	0,02	0,29	1,05	1,59	1,98	2,28	2,56	2,81	3,08	3,34
2	0,01	0,29	1,05	1,58	1,95	2,25	2,52	2,77	3,03	3,29
3	0,02	0,31	1,10	1,65	2,04	2,35	2,63	2,90	3,17	3,43
4	0,02	0,29	1,04	1,57	1,96	2,27	2,54	2,80	3,06	3,32
5	0,01	0,23	0,95	1,51	1,90	2,20	2,47	2,72	2,96	3,21
6	0,00	0,30	1,08	1,62	2,00	2,31	2,58	2,85	3,11	3,38
7	0,03	0,32	1,10	1,67	2,07	2,39	2,68	2,95	3,22	3,49
8	0,02	0,31	1,10	1,69	2,10	2,44	2,73	3,00	3,28	3,55
9	0,01	0,27	1,03	1,57	1,95	2,26	2,52	2,78	3,03	3,29
10	0,01	0,28	1,04	1,59	1,98	2,29	2,56	2,83	3,08	3,34
11	0,02	0,31	1,04	1,57	1,94	2,24	2,51	2,76	3,01	3,27
12	0,02	0,30	1,04	1,58	1,97	2,28	2,56	2,81	3,07	3,32
13	0,03	0,40	1,18	1,75	2,16	2,48	2,78	3,05	3,33	3,61
14	0,02	0,31	1,08	1,64	2,04	2,36	2,64	2,91	3,17	3,44
15	0,01	0,23	0,95	1,49	1,87	2,17	2,43	2,67	2,92	3,16
16	0,01	0,29	1,03	1,56	1,95	2,25	2,52	2,78	3,03	3,29
17	0,01	0,27	1,00	1,56	1,95	2,26	2,53	2,79	3,04	3,29
18	0,01	0,26	0,96	1,48	1,85	2,15	2,40	2,65	2,88	3,13
19	0,02	0,27	1,02	1,56	1,95	2,25	2,52	2,78	3,03	3,28
20	0,02	0,29	1,08	1,64	2,02	2,33	2,61	2,87	3,12	3,38
Mittel	0,02	0,29	1,05	1,59	1,98	2,29	2,56	2,82	3,08	3,34
SD	0,01	0,03	0,06	0,07	0,08	0,08	0,09	0,10	0,11	0,12

2.4 Diskussion

2.4.1 Limitierungen der angewandten Methode

Der Versuchsaufbau basierte auf einem hohen apparativen Aufwand und ist daher nur bei Verfügbarkeit ähnlich großer Mittel reproduzierbar. Die große Universalprüfmaschine, die sonderangefertigten Spannzeuge, die Konditionierung im Wasserbad und die eigens programmierte Datenauswertung lassen den Versuchsaufbau als Messinstrument zur regelmäßigen Anwendung in einer kieferorthopädischen Praxis als nicht praktikabel erscheinen. Der beschriebene Versuchsaufbau ist daher auf die Grundlagenforschung im Labor beschränkt. Es wurden ausschließlich latexhaltige Gummizüge untersucht. Die Messungen beschränken sich auf die Gummizüge eines Herstellers. Trotz der, im Vergleich zu den vorherigen Studien, großen Probenanzahl von 20 Stück je Gummizug, war es durch Beschränkung auf eine Verkaufseinheit nicht möglich, gegebenenfalls vorhandene Schwankungen zwischen Produktionschargen zu entdecken. Nur die am häufigsten verwendeten Gummizüge wurden in die Untersuchung eingeschlossen, durch die Auswahl von vier Durchmessern in jeweils drei Stärken insgesamt zwölf verschiedene Gummizugtypen. Vom selben Hersteller waren zusätzlich die Durchmesser 3,2 mm, 16 mm und 19 mm erhältlich, diese Gummizüge wurden auf Grund ihrer extremen Maße nicht in die Studie eingeschlossen.

Die Aufhängung der Gummizüge erfolgte in den Spannzeugen ideal zwischen zwei gegenüberliegenden Stahlhaken, im Mund sind die Gummizüge allerdings meistens an einer Multibracketapparatur befestigt, welche durch ihre komplexe Geometrie den Gummizug, beispielsweise über den Bogen, umlenken können. Die Dehnungsgeschwindigkeit wurde mit 600 mm pro Minute höher gewählt, als in vorhergehenden Studien. Dies erfolgte, um der Dehnungsgeschwindigkeit im Mund nahezu kommen, da Gummi ein viskoelastisches Material ist und dessen Materialeigenschaften daher von der Dehnungsgeschwindigkeit abhängig sind. Der Hersteller der Universalprüfmaschine versicherte die gleichbleibend hohe Genauigkeit der Messungen trotz der hohen Dehnungsgeschwindigkeit. Ein weiterer Aspekt der Dehnungsgeschwindigkeit ist deren Konstanz im Versuchsaufbau im Gegensatz zur nicht-konstanten Dehnungsgeschwindigkeit bei der Mundöffnung eines Patienten. Durch diese Variation der Dehnungsgeschwindigkeit können in-vivo die Kraft-Dehnungslänge-Kurven anders sein, als im Ergebnisteil dargestellt.

Die Umgebungsbedingungen der Mundhöhle konnten durch die Lagerung der Gummizüge im Wasserbad nur eingeschränkt nachempfunden werden, da Speichel neben Wasser auch Antikörper, Elektrolyte, Enzyme und Glykoproteine enthält. Es existieren

allerdings bisher keine Studien, die einen Einfluss dieser Faktoren auf die Kräfte von kieferorthopädischen Gummizügen nahe legen. Vor diesem Hintergrund und aus Gründen der Reproduzierbarkeit und Wirtschaftlichkeit wurde kein Kunstspeichel, sondern destilliertes Wasser als Lagerungsmedium gewählt. Die Erwärmung im Wasserbad auf Körpertemperatur war durch Abkühlung der Gummiringe bei der zur Testung notwendigen Entnahme limitiert. Die Messungen beschränkten sich auf die erste Dehnung des Gummizugs. Da alle folgenden Dehnungen von den zuvor durchgeführten Dehnungen abhängig sind, stellt allein die erste Dehnung eines Gummizugs einen unabhängig untersuchbaren Vorgang dar. Die Auswertung der Messungen beschränkte sich auf die Aufdehnung der Gummizüge; die Entspannung der Gummizüge wurde nicht untersucht, da die Kräfte bei der Entspannung von der zuvor gehenden Aufdehnung abhängig sind und daher keine unabhängige Untersuchung möglich ist.

2.4.2 Vergleich mit Ergebnissen aus früheren Studien

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit werden im Folgenden zu den Ergebnissen der Studien aus der vorangegangenen Literaturübersicht in Bezug gesetzt. Um einen sinnvollen Vergleich zu ermöglichen wurden nur die Studien aus der Literaturübersicht einbezogen, aus deren Abstract oder Volltext, unter Verwendung des Literaturzugangs der Universität München, folgende Informationen entnommen werden konnten: Das Material der Gummizüge war Latex. Der Durchmesser der Gummizüge sowie deren Stärke wurden in Zahlen angegeben. Die Herstellerangabe wurde durch Dehnung auf den dreifachen Durchmesser ohne Verzögerung gemessen oder es wurde alternativ eine Kraft-Dehnungslänge-Kurve erstellt; jeweils bei erstmaliger Dehnung des Gummizugs. Drei der 19 Studien der Literaturübersicht erfüllten diese Kriterien.

In der Studie von KANCHANA et al.³¹ wurden vier Gummizüge von Dentaureum untersucht, welche mit demselben oder ähnlichem Durchmesser und derselben Stärke gekennzeichnet waren wie in der vorliegenden Arbeit. Es kann trotzdem nicht davon ausgegangen werden, dass es sich um die gleichen Gummizüge handelt da davon auszugehen ist, dass sich innerhalb der 16 Jahre die die Studie zurück liegt etwas an der Herstellung verändert hat, beispielsweise die Gummimischung und damit das Kraft-Dehnungslänge-Verhalten. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit stellen sich im Vergleich zur Studie von Kanchana et al. für den Gummizug mit einem Durchmesser von 6,4 mm und einer Stärke von 0,7 N im Mittel wie folgt dar: 0,50 N vs. 0,59 N (15 mm Dehnung); 0,71 N vs. 0,76 N (20 mm); 0,85 vs. 0,91 (25 mm); 1,11 vs. 1,20 (35 mm); 1,34 vs. 1,48 (45 mm); 1,62 vs. 2,11 (55 mm). Die in der vorliegenden Arbeit gemessenen

Kräfte waren damit in initialen Bereich der Dehnung um 7 % und bei maximaler Dehnung 23 % geringer. Für Gummizüge mit einem Durchmesser von 6,4 mm und einer Stärke von 1,3 N stellte sich folgender Vergleich dar: 0,82 N vs. 0,96 N (15 mm Dehnung); 1,18 N vs. 1,24 (20 mm); 1,43 N vs. 1,48 (25 mm); 1,86 N vs. 1,92 (35 mm); 2,27 N vs. 2,34 (45 mm) und 2,68 N vs. 2,86 (55 mm). Für diesen Gummizugtyp waren die in der vorliegenden Arbeit gemessenen Kräfte bei initialer Dehnung um 14 % und bei maximaler Dehnung um 6 % geringer.

Für den Gummizug mit dem Durchmesser 8,0 mm (7,9 mm in der Studie von Kanchana et al.) und der Stärke 0,7 N wurden die folgenden Kräfte gemessen: 0,32 N vs. 0,47 N (15 mm Dehnung); 0,59 N vs. 0,68 N (20 mm); 0,76 N vs. 0,85 N (25 mm); 1,00 N vs. 1,15 N (35 mm); 1,22 N vs. 1,47 N (45 mm) und 1,41 N vs. 1,80 N (55 mm). In der vorliegenden Arbeit wurden damit für diesen Gummizug bei initialer Dehnung 32 % und bei maximaler Dehnung 22 % geringere Kräfte gemessen. Für den Gummizug mit dem Durchmesser 8,0 mm (7,9 mm in der Studie von Kanchana et al.) und der Stärke 1,3 N ergaben sich folgenden Kräfte: 0,47 N vs. 0,76 N (15 mm Dehnung); 0,88 N vs. 1,11 N (20 mm); 1,14 N vs. 1,38 N (25 mm); 1,50 N vs. 1,83 N (35 mm); 1,82 N vs. 2,27 N (45 mm) und 2,12 N vs. 2,70 N (55 mm). Für diesen Gummizugtyp waren die in der vorliegenden Arbeit gemessenen Kräfte bei initialer Dehnung um 38 % und bei maximaler Dehnung um 21 % geringer.

KANCHANA et al. berichteten weiterhin über eine, über alle verschiedenen Gummizüge gemittelte, Abweichung der Stärke von der Herstellerangabe von + 13 %. Demgegenüber wurde in der vorliegenden Arbeit gemittelte Abweichung von der Herstellerangabe für diese vier Gummizüge mit - 7 % berechnet. Als Grund für diese Differenz ist, neben der Möglichkeit zufälliger Schwankungen, der Umstand anzusehen, dass sich in der Zeit, welche die Untersuchungen trennt, die Gummizüge verändert haben, obwohl sie mit den gleichen Kennwerten ausgezeichnet werden. Unbeachtet des Vorzeichens der Abweichung erscheinen die aktuell verfügbaren Gummizüge allerdings noch besser den Herstellerangaben zu entsprechen als im Jahr 2000.³¹

Die von RUSSELL et al. untersuchten Latexgummizüge hatten einen Durchmesser von 6,4 mm, die Stärken betrugen jedoch 0,5 N; 0,8 N; 1,1 N und 1,7 N; außerdem stammten sie von den Herstellern GAC und Masel.⁵³ Daher sind die Ergebnisse der Studie nur eingeschränkt mit denen der vorliegenden Arbeit vergleichbar. RUSSEL et al. stellten eine initiale Kraft von 99 % bis 143 % der Herstellerangabe fest. In der vorliegenden Arbeit wurden geringere Abweichungen gefunden die, selbst über alle untersuchten Gummizugtypen hinweg, mit 84 % - 107 % der Herstellerangabe gleichmäßiger um den Idealwert von 100 % der

Herstellerangabe verteilt waren.

LOPEZ et al. stellten bei ihren Latexgummizügen der Hersteller GAC und Lancer Orthodontics (Lancer, Kent, Ohio, USA) mit Durchmesser 6,4 mm und Stärke 1,1 N eine initiale Kraft von 120 % für Gummizüge von GAC und 1,11 N und 133 % für Gummizüge von Lancer fest.³⁵ Diese erhöhten initialen Kräfte stehen im Kontrast zu den in der vorliegenden Arbeit verminderten initialen Kräften von 87 % der Herstellerangabe bei Gummizügen mit Durchmesser von 6,4 mm und Stärke 1,3 N. Ungeachtet der Richtung der Abweichung, waren die Abweichungen der initialen Kräfte in der vorliegenden Arbeit ebenfalls geringer, ein möglicher Grund hierfür ist, neben herstellerbedingten Unterschieden, eine gesteigerte Produktqualität der kieferorthopädischen Gummizüge.

2.4.3 Einfluss des Durchmessers der Gummizüge

Mit steigendem Durchmesser der Gummizüge nahm die Kraft bei gegebener Dehnung ab, bei der Steigerung von 8,0 mm auf 9,5 mm Durchmesser war diese Abnahme allerdings nur noch minimal. Neben dem Einfluss auf die Kraft ist der Durchmesser auch für die Handhabung der Gummizüge durch den Patienten von Bedeutung, da die Gummizüge täglich gewechselt werden sollten.⁴⁸ Gummizüge mit kleinen Durchmessern könnten den Wechsel erschweren und damit die Compliance und die Therapie negativ beeinträchtigen, auch wenn hierzu derzeit noch keine Studien vorliegen. In der Auswertung der Kraft-Dehnungslänge-Kurven zeigte sich, dass mit Zunahme des Gummizugdurchmessers der lineare Bereich erst bei einer größeren Dehnungslänge beginnt. Gleichzeitig wurde mit der Zunahme des Durchmessers auch das Ende des linearen Bereichs hin zu einer größeren Dehnungslänge verschoben, sodass bei den Durchmessern 6,4 mm; 8,0 mm und 9,5 mm die maximale Dehnung von 55 mm immer noch innerhalb des linearen Bereichs befand. Im Vergleich dazu konnte bei den Gummizügen mit dem kleinen Durchmesser von 4,8 mm bei großer Dehnung ein Übergang vom Ende des linearen Bereichs hin zu einer steilen, nichtlinearen Kraftzunahme beobachtet werden. Für die Abweichungen der gemessenen Kräfte im Vergleich zu den Herstellerangaben zeigten die kleinen Durchmesser mit 4,8 mm und 6,4 mm durchweg geringere Kräfte als angegeben, wobei die Gummizüge mit den größeren Durchmessern 8,0 mm und 9,5 mm geringere als auch größere Kräfte aufwiesen. Die Abweichungen waren bei den Überschreitungen der Herstellerangabe etwas geringer ausgeprägt als die Abweichungen bei den Kraftunterschreitungen, in der Zusammenschau zeigte sich der Durchmesser jedoch nicht als Prädiktor für die Übereinstimmung der Kraft mit der Herstellerangabe.

2.4.4 Einfluss der Stärke der Gummizüge

Mit zunehmender Stärke der Gummizüge wurden die gemessenen Kräfte bei gegebener Dehnung einerseits erwartungsgemäß größer, allerdings hatten die Änderungen der Gummizugstärken keine Auswirkungen auf den Beginn und das Ende des linearen Bereichs der Kraft-Dehnungslänge-Kurven, wie dies bei Änderung der Gummizugdurchmesser zu beobachten war. Auch die nicht-linearen Bereiche Kraft-Dehnungslänge-Kurven blieben bezüglich Beginn und Ende weitestgehend unverändert. Im Vergleich der Messwerte zu den Herstellerangaben war auffällig, dass schwache Gummizüge (0,7 N) zweimal über der Herstellerangabe lagen, während starke Gummizüge (1,8 N) nur einmal und mittelstarke Gummizüge (1,3 N) in keinem Fall größere Kräfte entwickelten als vom Hersteller angegeben. Durch dieses teilweise starke Ausfallen der schwachen Gummizüge und das schwache Ausfallen der mittelstarken und starken Gummizüge war die gemessene Kraftsteigerung im Mittel geringer als rechnerisch anhand der Herstellerangaben zu erwarten gewesen wäre.

2.5 Schlussfolgerung

Die Zugkräfte der intermaxillären Gummizüge weichen signifikant von den Herstellerangaben ab. Meist sind die Zugkräfte geringer als angegeben, dies sollte bei der Therapieplanung berücksichtigt werden. Die Kraft-Dehnungslänge-Kurven weisen nicht-lineare und lineare Bereiche auf, deren Beginn und Ende vorrangig durch den Durchmesser der Gummiringe bestimmt wird. Während alle Gummiringe zu Beginn der Dehnung ein nicht-lineares Verhalten zeigen, geht dieses nach Dehnung auf den zweieinhalbfachen Durchmesser in einen linearen Bereich über. Dieser lineare Bereich erstreckt sich bis zur maximal im Mund zu erwartenden Dehnung, ausgenommen bei Gummizügen mit sehr kleinem Durchmesser, welche bei großer Dehnung den linearen Bereich verlassen und bei weiterer Dehnung übermäßig starke Kräfte entwickeln. Für eine gegebene Dehnung wird die Kraft umso größer, je kleiner der Durchmesser und je größer die Stärke des Gummizugs ist. Durchmesser kleiner 6,4 mm sollten nicht in einer Stärke über 1,3 N verwendet werden, da diese bei intermaxillärer Anwendung extreme Zugkräfte über 10 N entwickeln können.

2.6 Zusammenfassung

Hintergrund: Seit 1893 werden in der kieferorthopädischen Behandlung Gummizüge zwischen Zähne gespannt um durch die entstehenden Zugkräfte Umbauvorgänge im Zahnhalteapparat zu bewirken und damit Zahnbewegungen herbei zu führen. Kieferorthopädische Gummizüge sind in verschiedenen Durchmessern und Stärken erhältlich, sie werden bei Verankerung zwischen einem Ober- und Unterkieferzahn durch die Mundöffnung auf ein vielfaches ihres Durchmessers gedehnt.

Zielsetzung: Für kieferorthopädische Gummizüge mit gängigen Durchmessern und Stärken sollten die Kraft-Dehnungslänge-Kennlinien sowie die Abweichung von der Herstellerangabe bestimmt werden. Die Daten der Kraft-Dehnungslänge-Kennlinien sollten sich als Grundlage für Computersimulationen von Behandlungssituationen eignen.

Material und Methode: Untersucht wurden jeweils 20 Latexgummizüge mit \varnothing 4,8 mm; 6,4 mm; 8,0 mm und 9,5 mm in den Stärken 0,7 N; 1,3 N und 1,8 N (Dentaurum, Ispringen, Deutschland). Vor der Testung wurden die Gummizüge im Wasserbad befeuchtet und auf Körpertemperatur erwärmt. Jeder Gummizug wurde durch speziell angefertigten Spannzeuge mit einer Universalprüfmaschine vom Durchmesser bis auf 55 mm gedehnt und dabei auf die entstehenden Zugkräfte analysiert. Im Rahmen der Auswertung wurde ein Verfahren entwickelt, um den linearen Bereich der Kraft-Dehnungslänge-Kurve objektiv und automatisch berechnen zu können.

Ergebnisse: Für jeden Gummizugtyp konnte eine gemittelte Kraft-Dehnungslänge-Kurve aus etwa 240 Messwertpaaren, bestehend aus Dehnungslänge und entsprechender Kraft, erstellt werden. Die größten Kräfte wurden bei Gummizügen mit \varnothing 4,8 mm und Stärke 1,8 N gemessen; bei einer Dehnung über 52 mm sogar mehr als 10 N. Die Abweichungen der Messwerte von der Herstellerangaben wurden signifikant mit - 16 % bis + 7 % bestimmt.

Schlussfolgerung: Die Zugkräfte der intermaxillären Gummizüge weichen signifikant von den Herstellerangaben ab. Die Kraft-Dehnungslänge-Kurven weisen nicht-lineare und lineare Bereiche auf, deren Beginn und Ende hauptsächlich vom Durchmesser der Gummiringe bestimmt wird. Alle Gummiringe zeigen anfangs ein nicht-lineares Dehnungsverhalten, welches nach Dehnung auf den zweieinhalbfachen Durchmesser in einen linearen Bereich übergeht. Dieser lineare Bereich erstreckt sich bis zur maximal im Mund zu erwartenden Dehnung, außer bei Gummizügen mit einem Durchmesser von 4,8 mm. Durchmesser von 4,8 mm sollten nicht in einer Stärke von 1,8 N verwendet werden, da sonst bei der Mundöffnung extreme Zugkräfte entstehen.

Teil 3: Quantifizierung der sagittalen, transversalen und vertikalen Kräfte von intermaxillären Gummizügen

3.1 Einleitung

3.1.1 Notwendigkeit der Kraftbestimmung

Die Verwendung von intermaxillären Gummizügen gehört zu den häufigsten Methoden der Kraftapplikation in der kieferorthopädischen Behandlung.¹² Die Kenntnis der effektiven Kräfte der intermaxillären Gummizüge ist von entscheidender Bedeutung, da falsche Kraftgrößen die Zahnbewegung behindern.^{49,52} Zusätzlich können Schmerzen,⁵⁹ Wurzelresorptionen,^{39,52} Extrusion der Verankerungszähne¹⁶ oder eine Neigungsänderung der Okklusalebene⁶⁴ auftreten. Hersteller geben nur die Gesamtkraft an, welche benötigt wird, um den Gummizug auf die dreifache Länge seines Durchmessers zu dehnen.³¹ Bei einer Behandlung ist diese Gesamtkraft jedoch in Richtung der Verbindungslinie der Verankerungszähne gerichtet und nicht in die Richtung der gewünschten Zahnbewegung. Daher ist nicht die Gesamtkraft des Gummizugs entscheidend, sondern die effektive Kraft in Richtung der Zahnbewegung.⁵⁵ Trotzdem beschäftigen sich nur wenige Studien damit, die effektiven Kräfte von intermaxillären Gummizügen zu quantifizieren.⁴¹ Der Bedarf einer ausführlichen Kraftbestimmung ist erkennbar an der hohen Varianz der klinisch eingesetzten Kräfte⁴¹ und dem bisher ungelösten Problem, für die Zahnbewegung eine optimale Kraftgröße zu bestimmen.⁵⁰

3.1.2 Bisherige Studien zu den sagittalen, transversalen oder vertikalen Kräften von intermaxillären Gummizügen

Von den 1187 Veröffentlichungen, die mit der im zweiten Teil der Arbeit beschriebenen Literaturrecherche gefunden wurden, beschäftigten sich 194 Studien mit intermaxillären Gummizügen. Von diesen analysierten wiederum lediglich zwei Studien die sagittalen und vertikalen Kräfte von intermaxillären Gummizügen. Beide Studien untersuchten Klasse II-Gummizüge, jedoch keine Studie Klasse III-Gummizüge. Keiner der Studien bestimmte die transversalen Kräfte von intermaxillären Gummizügen. Ebenfalls befasste sich kein Artikel mit den Auswirkungen der Mundöffnung auf die Kräfte von intermaxillären Gummizügen.

Die erste dieser Studien zu den Kräften von intermaxillären Gummizügen wurde 1995 von PHILIPPE publiziert.⁴⁶ Es wurden dabei Klasse II-Behandlungssituationen untersucht, in denen der Gummizug entweder zwischen den Zähnen 23 und 36 oder zwischen den Zähnen 23 und 37 verankert war. Es wurden keine absoluten Kräfte bestimmt, da keine echten intermaxillären Gummizüge untersucht wurden. Die Arbeit basiert auf zweidimensionalen Skizzen der Behandlungssituationen in der Ansicht von vestibulär. Um die relativen Anteile der sagittalen und vertikalen Kraft zu erhalten, wurde die fiktive Gesamtkraft des Gummizuges als Verbindungslinie zwischen den Verankerungszähnen gezeichnet und zeichnerisch in eine Komponente parallel zur Okklusionsebene und eine Komponente senkrecht zur Okklusionsebene aufgeteilt. In beiden Behandlungssituationen waren die Kiefer vollbezahnt, in Normalokklusion und in maximaler Interkuspidation. Für die Behandlungssituation mit Verankerung des Gummizugs zwischen den Zähnen 23 und 36 wurde ein sagittaler Kraftanteil von 96 % und ein vertikaler Kraftanteil von 27 % bestimmt. Bei Verankerung des Gummizugs zwischen den Zähnen 23 und 37 lag der sagittale Kraftanteil bei 98 % und der vertikale Kraftanteil bei 20 %. Zusätzlich wurde eine Behandlungssituation mit einer verkürzten, geschlossenen Zahnreihe bei Zustand nach Extraktion der Zähne 24 und 34 analysiert. Der Gummizug wurde dabei zwischen den Zähnen 23 und 36 verankert, wobei die die ermittelten Kräfte in sagittale Richtung 93 % und in vertikale Richtung 37 % betrugen. Das methodische Vorgehen zu diesen Angaben wurde nicht dargestellt, es liegt aber nahe, dass zweidimensionale, trigonometrische Berechnungen auf die Abbildungen der Behandlungssituationen angewandt wurden.

Die zweite Studie zu den Kräften von intermaxillären Gummizügen wurde 1996 von SCHUMACHER et al. veröffentlicht.⁵⁵ Auch in dieser Arbeit wurden keine absoluten Kraftwerte bestimmt, da keine echten Gummizüge untersucht wurden. Zu einer

zweidimensionalen Abbildung eines isolierten Unterkiefermolaren in der Ansicht von vestibulär, wurden die relativen Kraftanteile in sagittale und vertikale Richtung für unterschiedliche Zugwinkel des Gummizugs am Zahn in Bezug auf die Okklusalebene angegeben. Für einen Winkel von 20 Grad betrug der sagittale Kraftanteil 93 % und der vertikale Kraftanteil 34 %. Unter einem Winkel von 30 Grad betrug der sagittale Kraftanteil noch 86 % und der vertikale Kraftanteil stieg auf 50 %. Der Winkel wurde weiter auf 40 Grad gesteigert, wofür ein sagittaler Kraftanteil von 76 % und ein vertikaler Kraftanteil von 64 % angegeben wurde. Das methodische Vorgehen zum Erzielen dieser Werte wurde leider nicht spezifiziert, möglicherweise da sich der Hauptteil der Arbeit nicht auf die Kraftanalyse, sondern eine Friktionsanalyse bezieht. Da sich alle Werte jedoch durch zweidimensionale, trigonometrische Berechnungen exakt reproduzieren lassen, ist davon auszugehen, dass die Ergebnisse auf dieser Methodik basieren.

3.1.3 Zielsetzung

In dem dritten Teil dieser Arbeit sollten die Kräfte bestimmt werden, die bei Anwendung von intermaxillären Gummizügen im Mund in sagittaler, transversaler und vertikaler Richtung wirken. Ziel war es auch, den Einfluss der Mundöffnung auf diese Kräfte zu untersuchen. Die Analysen sollten für unterschiedliche, häufig auftretende Behandlungssituationen durchgeführt werden. Als Datengrundlage sollten die im zweiten Teil der Arbeit gemessenen Kraft-Dehnungslänge-Kurven der intermaxillären Gummizüge, mit unterschiedlichen Durchmessern und Stärken, verwendet werden.

3.2 Material und Methode

3.2.1 Erstellung der Modelle der Behandlungssituationen

Zur Modellerstellung wurde von dem anatomischen Präparat eines vollbezahnten Schädels mit einer hochauflösenden Computertomographie (Werth TomoScope HV500, Voxelgröße isotrop 80 μm) ein dreidimensionaler Datensatz der anatomischen Strukturen erstellt. Der Datensatz hatte eine Größe von 4 Gigabyte und wurde im Datenformat *DICOM* auf einen für Visualisierung und CAD optimierten Computer von übertragen, dieser wurde auch für alle weiteren Arbeitsschritte verwendet (Workstation HP XW8400, 4 * 2,66 GHz, 16 GB Arbeitsspeicher).

Die anatomischen Strukturen wurden auf jedem zweidimensionalen Schnittbild segmentiert; anhand dieser Segmentierungen wurden dreidimensionale Polygonnetze der anatomischen Strukturen erstellt (Amira 5.1, FEI Visualization Sciences Group, Oregon, USA). Dem Polygonnetz jeder anatomischen Struktur wurden parametrisch berechenbarer Flächen (Non-uniform rational Basis splines (NURBS)) angepasst, um CAD Modelle zu erstellen (Abbildung 3.21). Bei diesem Arbeitsschritt kommt es zu minimalen Formabweichungen, die, unter anderem, durch die Verrundung von spitzen Konturen entstehen. Die Abweichungen liegen typischerweise im Mikrometerbereich und damit im Rahmen der natürlichen Variabilität der Anatomie, sie betrugen beispielsweise im Bereich der Schmelz-Dentin-Grenzen im Mittel 0,015 mm (Abbildung 3.22). Die parametrisch berechenbaren Flächen bildeten, als wasserdicht geschlossener Flächenverband, das CAD-Modell der jeweiligen anatomischen Struktur (Rapidform XOS, 3DS, Rockhill, USA). Diese Modelle der anatomischen Strukturen wurden zu einem anatomischen CAD-Gesamtmodell zusammengefügt, bestehend aus der rechten Maxilla, der rechten Seite der Mandibula, den Zähnen 11 bis 17 und den Zähnen 41 bis 47 (Abbildung 3.23). Das anatomische Gesamtmodell wurde um die Konstruktion einer Multibracketapparatur und dem intermaxillären Gummizug der entsprechenden Behandlungssituation ergänzt (Inventor 2014, Autodesk, San Rafael, USA).

Für Klasse II- und Klasse III-Gummizüge wurden jeweils zwei Behandlungssituationen erstellt. Der Klasse II-Gummizug wurde in der ersten Behandlungssituation zwischen dem Zahn 13 und dem Zahn 46 verankert, in der Zweiten zwischen dem Zahn 13 und dem Zahn 47 (Abbildung 3.25). In den Behandlungssituationen mit einem Klasse III-Gummizug erfolgte die Verankerung einmal zwischen den Zähnen 16 und 43 und einmal zwischen den Zähnen 17 und 43 (Abbildung 3.26).

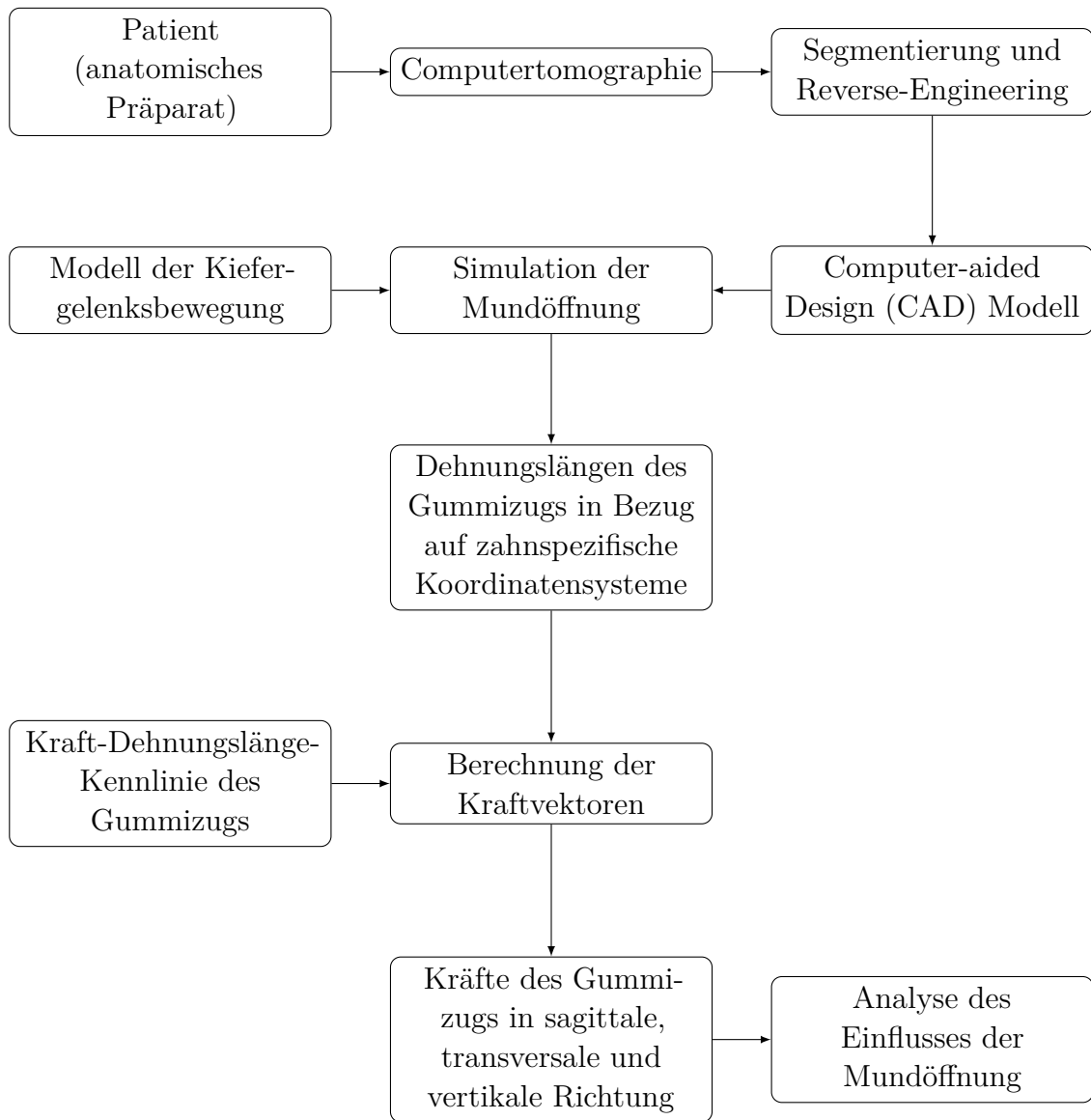


Abbildung 3.20: Flussdiagramm von Material und Methode zur Quantifizierung der sagittalen, transversalen und vertikalen Kräfte intermaxillärer Gummizüge

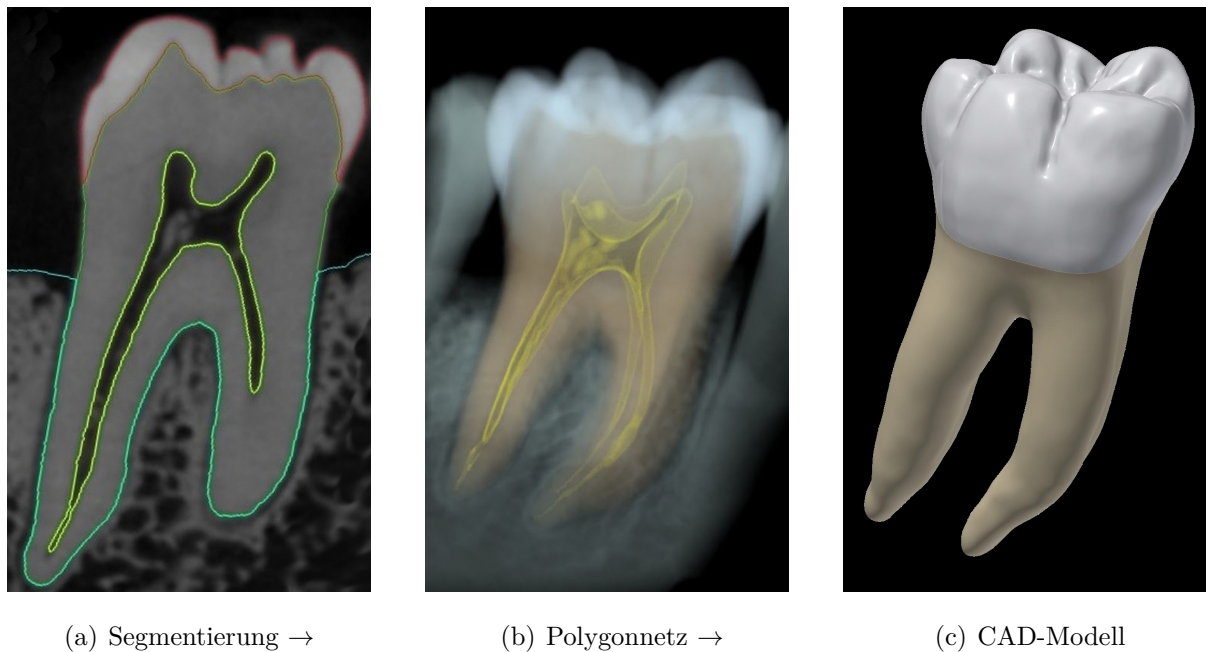


Abbildung 3.21: Arbeitsschritte der Modellerstellung am Beispiel des Zahns 46

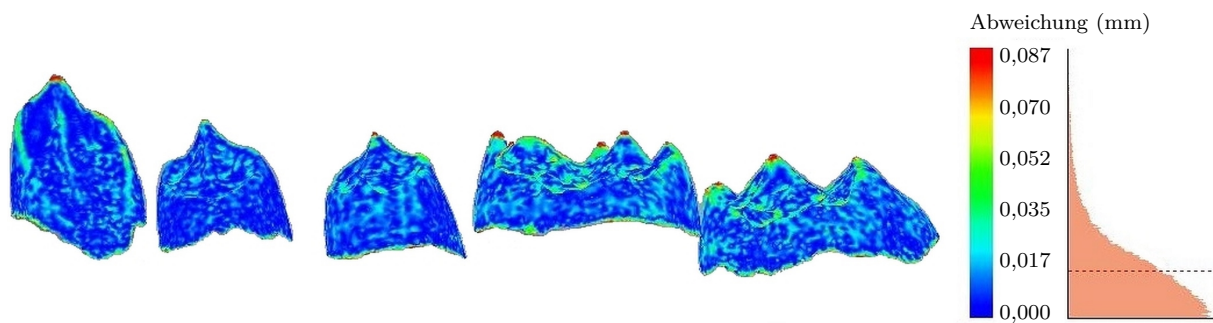
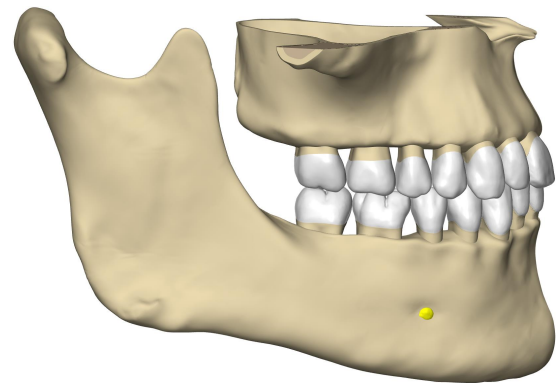


Abbildung 3.22: Bei der Modellerstellung aus Röntgendaten kommt es während der Umwandlung vom Polygonnetz in NURBS-Patches zu Formabweichungen; hier farbcodiert für die Schmelz-Dentin-Grenze der Zähne 43 bis 47 dargestellt, Ansicht von lingual. Die Abweichungen kommen hauptsächlich durch Verrundung von spitzen Konturen zustande und liegen im Mikrometerbereich, hier im Mittel 0,015 mm.



(a) Anatomisches Präparat



(b) CAD-Modell

Abbildung 3.23: Auf der Basis einer hochauflösenden Computertomographie wurde aus einem anatomischen Präparat (a) ein Computer-aided Design Modell erstellt (b), bestehend aus der rechten Maxilla, der rechten Seite der Mandibula, den Zähnen 11 bis 17 und den Zähnen 41 bis 47

3.2.2 Simulation der Mundöffnung

Die Simulation der Mundöffnung erfolgte für jedes Modell in der Arbeitsumgebung *Dynamische Simulation* des CAD-Programms Inventor 2016 (Autodesk, San Rafael, USA). Als Lagerungsbedingung wurde die Maxilla mit den Oberkieferzähnen als im Raum fixiert definiert. Die Mandibula führte dabei eine kombinierte Rotation und Translationsbewegung aus, bestehend aus einer Rotation um das Rotationszentrum des Caput mandibulae⁶² und einer Translation entlang der Kiefergelenksbahn.⁴⁰ Diese kombinierte Rotations- und Translationsbewegung hatte insgesamt 2 Freiheitsgrade und erfolgte symmetrisch zur Medianebene. Die Mundöffnung war definiert als der interinzisale Abstand zuzüglich Overbite, wobei interinzisale Abstände die kleiner als der Overbite waren für die Berechnung als negative Abstände gewertet wurden. Während der Simulation nahm die Mundöffnung in 0,2 mm-Schritten von 0 mm bis 40 mm zu. Die ersten 10 mm der Mundöffnung wurden als reine Rotationsbewegung ausgeführt, die weitere Mundöffnung wurde simuliert, indem sich die Rotationsachse während der weiteren Rotation bis zur maximalen Mundöffnung insgesamt 14 mm entlang der Kiefergelenksbahn nach anterior bewegte (Abbildung 3.24).

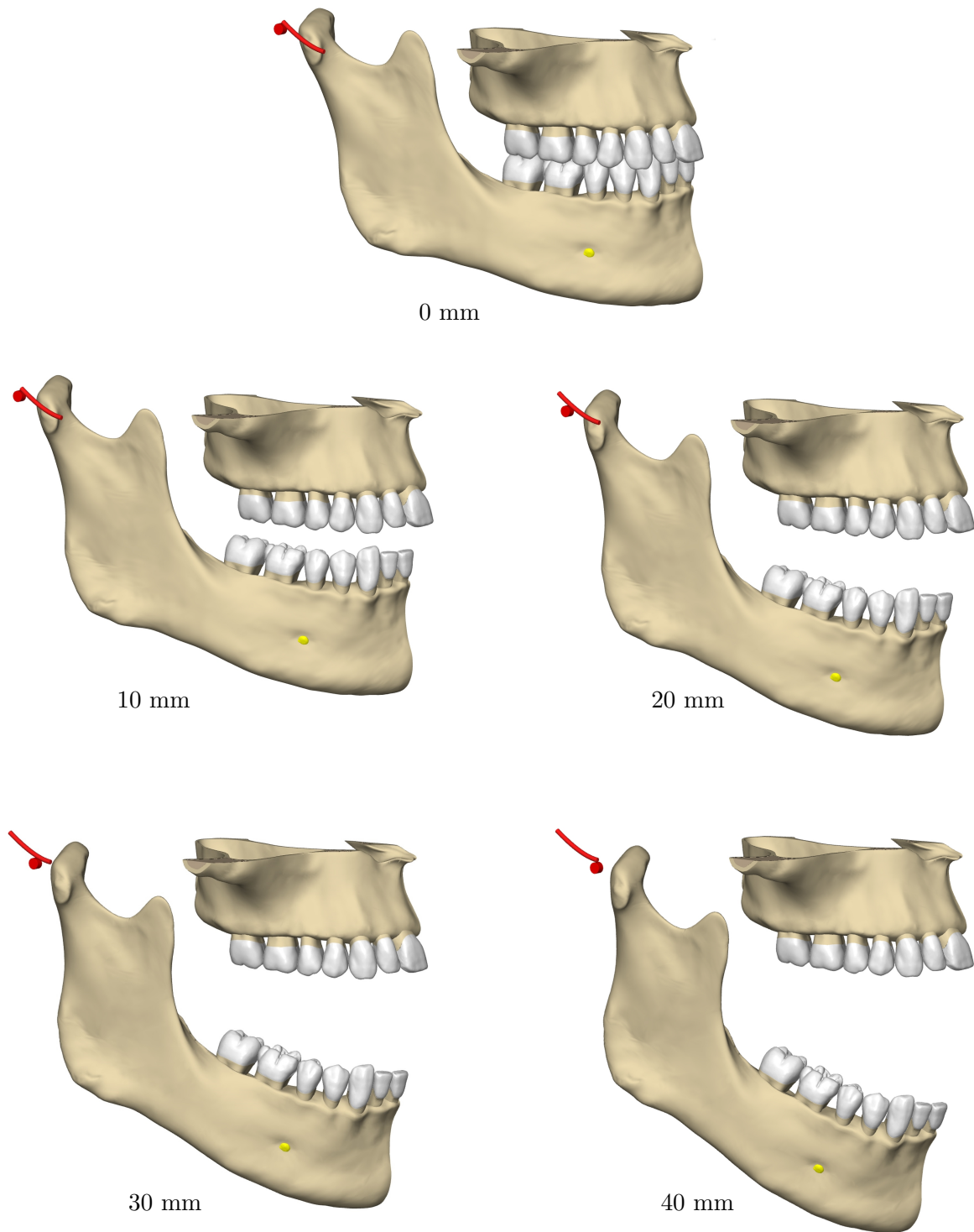


Abbildung 3.24: Ablauf der Dynamischen Simulation: Die Mundöffnung wurde als interinzisale Distanz abzüglich Overbite definiert und von 0 mm bis 40 mm variiert. Die Funktion des Kiefergelenks wurde durch ein Rotationszentrum und eine Kiefergelenksbahn simuliert (rot). Die ersten 10 mm der Mundöffnung wurden als reine Rotationsbewegung ausgeführt, bei der weiteren Mundöffnung bewegte sich das Rotationszentrum im Sinn einer kombinierten Rotation und Translation entlang der Kiefergelenksbahn nach anterior.

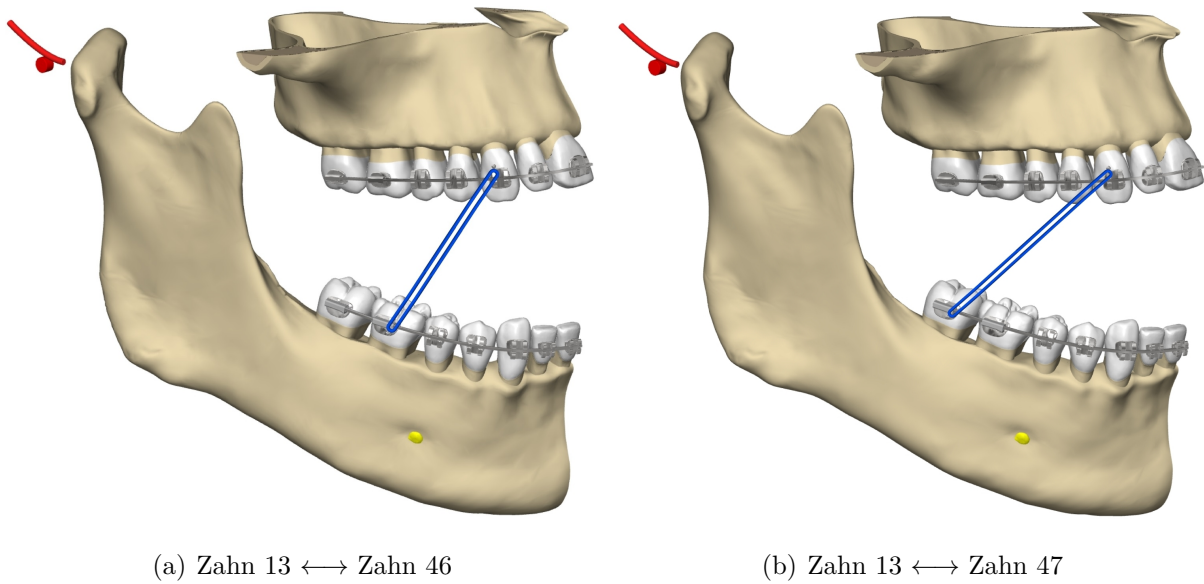


Abbildung 3.25: Klasse II-Behandlungssituationen, Darstellung bei 30 mm Mundöffnung

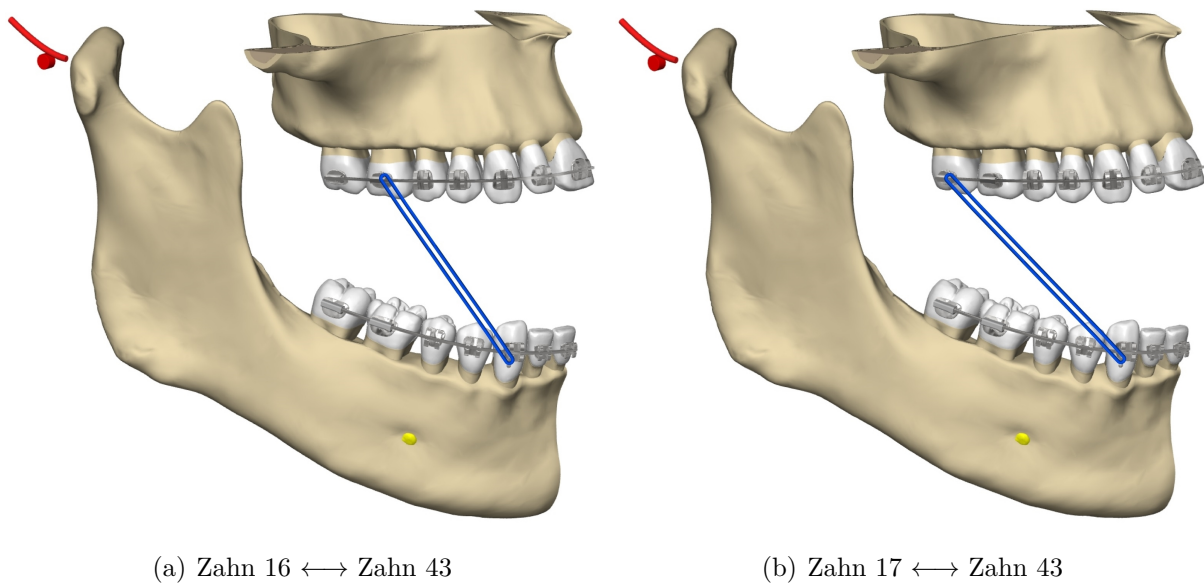


Abbildung 3.26: Klasse III-Behandlungssituationen, Darstellung bei 30 mm Mundöffnung

3.2.3 Berechnung der Kraftvektoren

Um die Grundlage für die Berechnung der Kraftvektoren zu bilden, wurden die Brackets der Verankerungszähne mit jeweils einem kartesischen Koordinatensystem versehen; dessen Achsen waren bei geschlossenem Mund in sagittaler, transversaler und vertikaler Richtung ausgerichtet. Diese zahnspezifischen Koordinatensysteme hatten ihren Ursprung an der Gummizugverankerung des zugehörigen Brackets, dieser war der Bezugspunkt für die Messungen. Für jeden Schritt der simulierten Mundöffnung wurde die Gesamtdehnungslänge des Gummizugs als Länge der Verbindungslinie zwischen den Verankerungszähnen bestimmt (Inventor 2016, Autodesk, San Rafael, USA). Das Koordinatensystem des Verankerungszahns im Unterkiefer bewegte sich bei der Mundöffnung mit dem Zahn mit (Abbildung 3.27). Die Dehnung des Gummizugs wurde während der Mundöffnung zusätzlich in Bezug auf die zahnspezifischen Koordinatensysteme vermessen, um die Dehnungslängen in sagittaler, transversaler und vertikaler Richtung zu erhalten. Alle Dehnungslängen wurden mit der Angabe des zugehörigen Verankerungszahns und der jeweiligen Mundöffnung für weiterführende Berechnungen in das Programm R 3.1.2 eingelesen (R Foundation for Statistical Computing, Wien, Österreich). Dort wurden die Dehnungslängen mit den entsprechenden Kraft-Dehnungslänge-Quotienten aus dem zweiten Teil der Arbeit multipliziert, um die Gesamtkraft sowie die Kräfte in sagittale, transversale und vertikale Richtung zu erhalten.

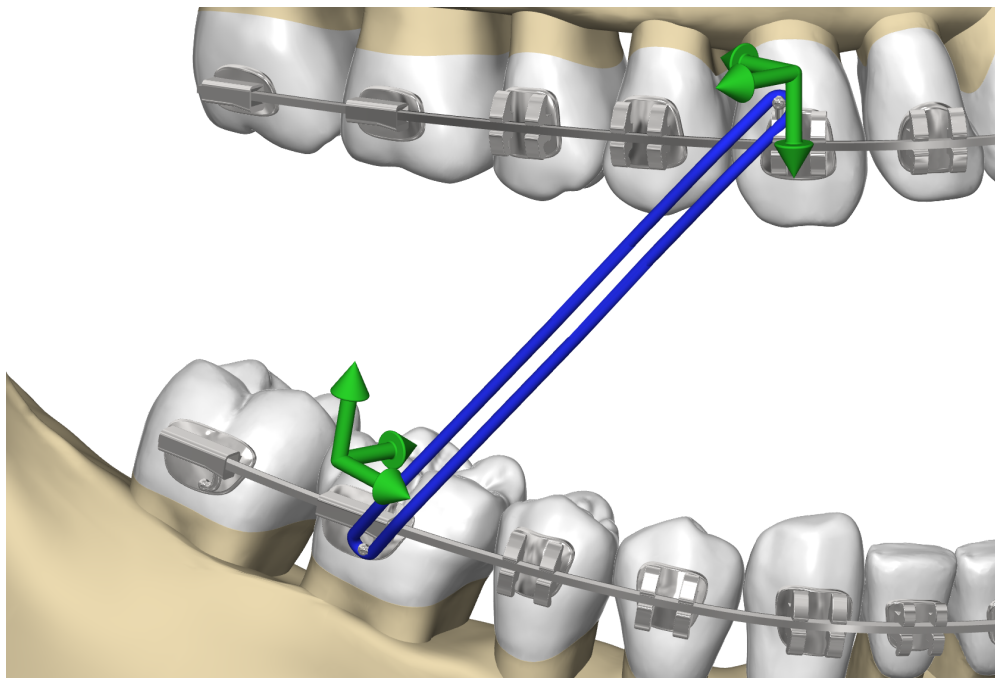


Abbildung 3.27: *Dynamische Simulation einer Behandlungssituation mit Darstellung der zahnspezifischen Koordinatensysteme. Der Ursprung jedes Koordinatensystems lag an der Gummizugverankerung des zugehörigen Brackets, hier zur besseren Darstellung leicht versetzt.*

3.3 Ergebnisse

3.3.1 Klasse II-Gummizug: Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46

3.3.1.1 Relative Kräfteverteilung; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46

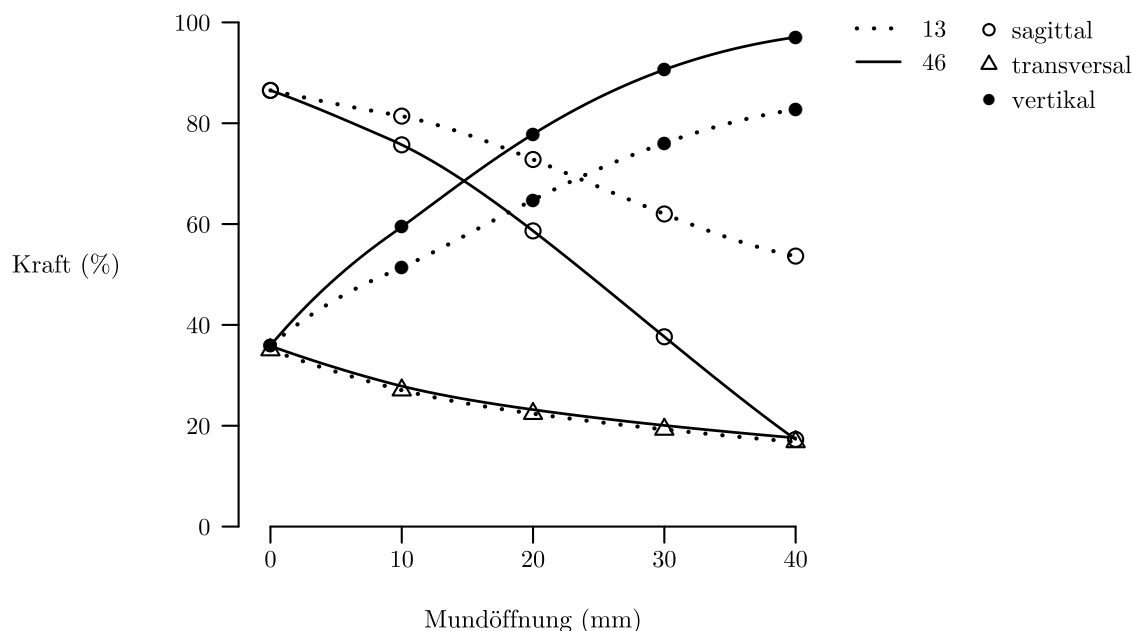


Abbildung 3.28: Relative Kräfteverteilung in Bezug auf die Gesamtkraft des Gummizugs für die Behandlungssituation Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46

Tabelle 3.14: Relative Kräfteverteilung in Bezug auf die Gesamtkraft des Gummizugs für Behandlungssituation Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46 mit Mittelwert und Standardabweichung (SD)

Mund- öffnung (mm)	Dehnungs- länge (mm)	13 Kraft (N)			46 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	21,6	0,87	0,35	0,36	0,87	0,35	0,36
5	24,7	0,84	0,31	0,45	0,81	0,31	0,49
10	28,0	0,81	0,27	0,51	0,76	0,27	0,59
15	31,1	0,78	0,24	0,58	0,68	0,24	0,69
20	33,8	0,73	0,22	0,65	0,59	0,22	0,78
25	36,6	0,67	0,21	0,71	0,48	0,21	0,85
30	39,3	0,62	0,19	0,76	0,38	0,19	0,91
35	42,2	0,57	0,18	0,80	0,27	0,18	0,95
40	45,1	0,54	0,17	0,83	0,17	0,17	0,97
Mittel	33,6	0,71	0,24	0,63	0,56	0,24	0,73
SD	8,0	0,12	0,06	0,16	0,25	0,06	0,21

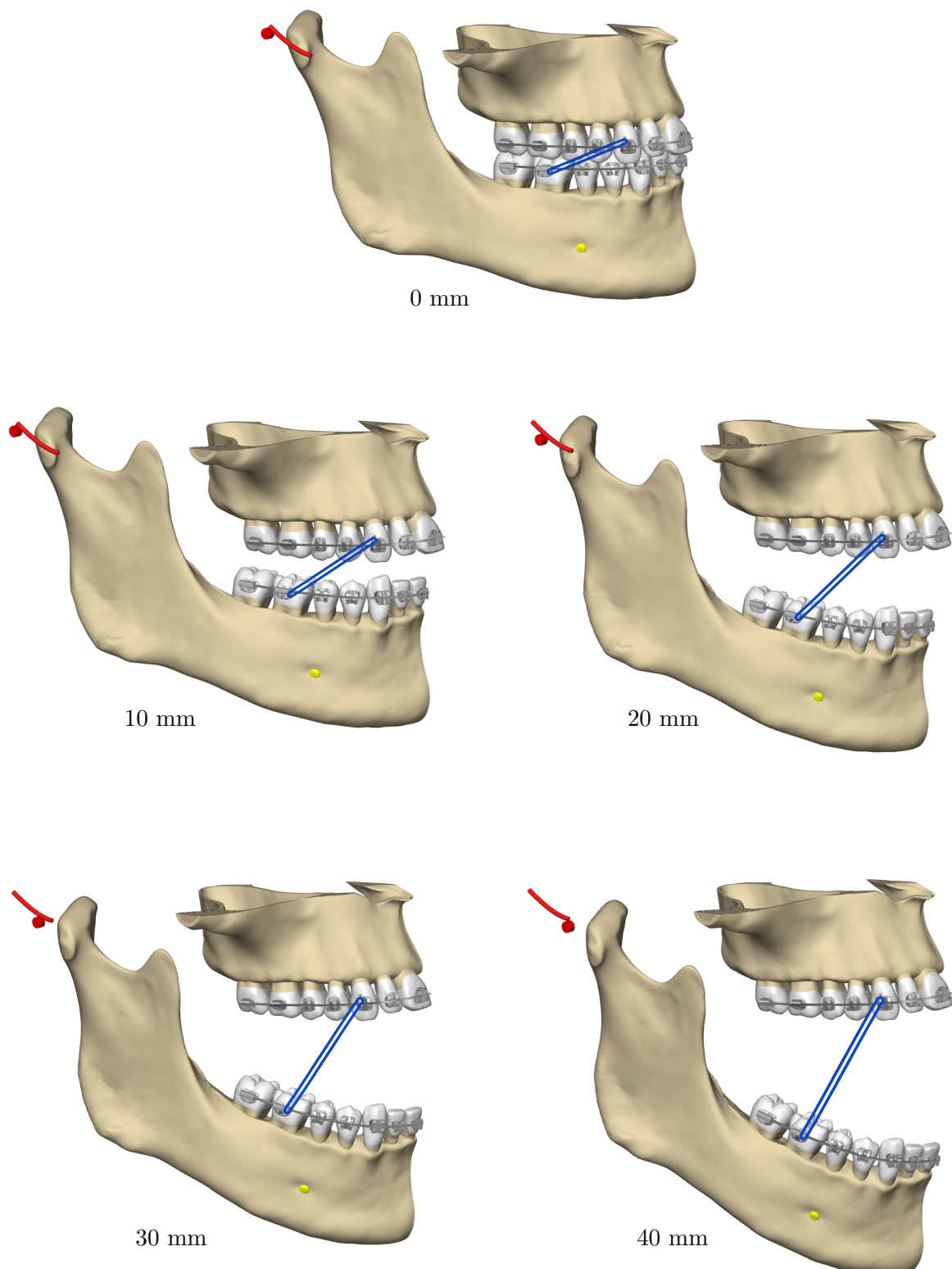
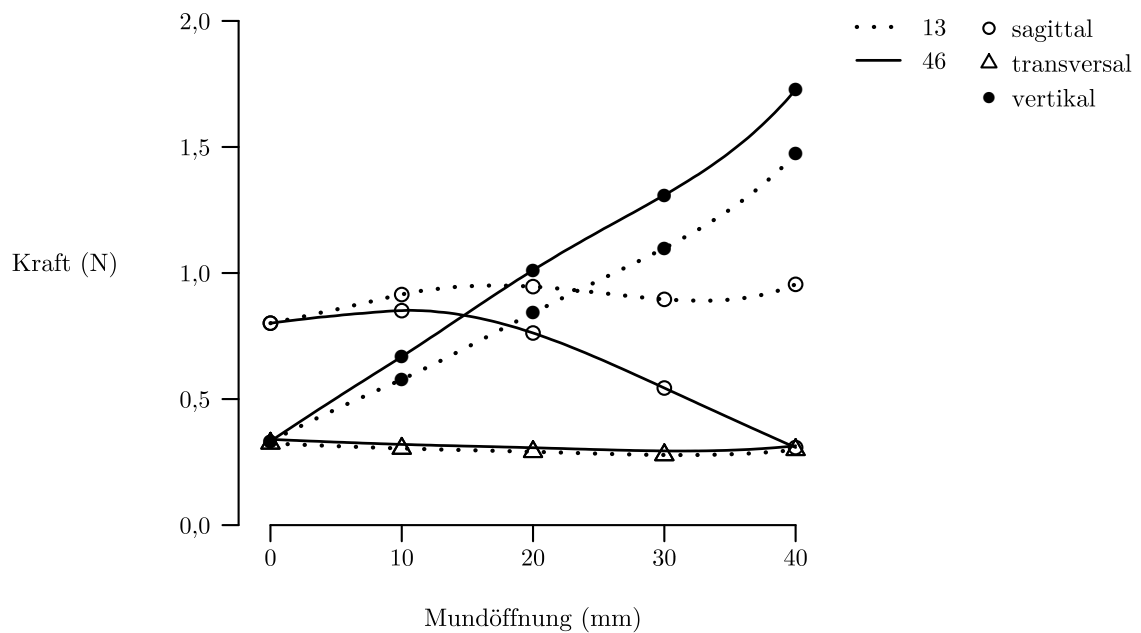


Abbildung 3.29: Klasse II-Gummizug: Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46, Simulation der Mundöffnung von 0 bis 40 mm

3.3.1.2 \varnothing 4,8 mm; 0,7 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46**Abbildung 3.30:** Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 4,8 mm; 0,7 N**Tabelle 3.15:** Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 4,8 mm; 0,7 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			46 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	0,93	0,80	0,32	0,33	0,80	0,32	0,33
5	1,02	0,86	0,31	0,46	0,83	0,31	0,50
10	1,12	0,91	0,30	0,58	0,85	0,30	0,67
15	1,22	0,95	0,30	0,71	0,83	0,30	0,84
20	1,30	0,95	0,29	0,84	0,76	0,29	1,01
25	1,37	0,92	0,28	0,97	0,66	0,28	1,16
30	1,44	0,90	0,28	1,10	0,54	0,28	1,31
35	1,56	0,89	0,28	1,25	0,42	0,28	1,48
40	1,78	0,96	0,30	1,47	0,31	0,30	1,73
Mittel	1,31	0,90	0,30	0,86	0,67	0,30	1,00
SD	0,27	0,05	0,02	0,38	0,20	0,02	0,46

3.3.1.3 \varnothing 6,4 mm; 0,7 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46

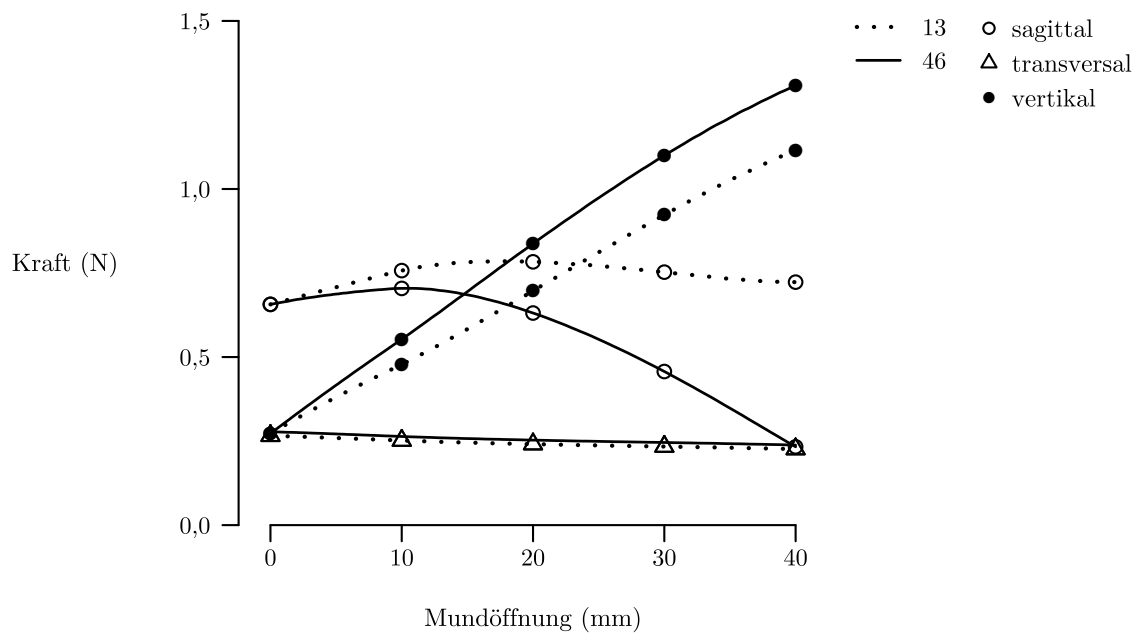
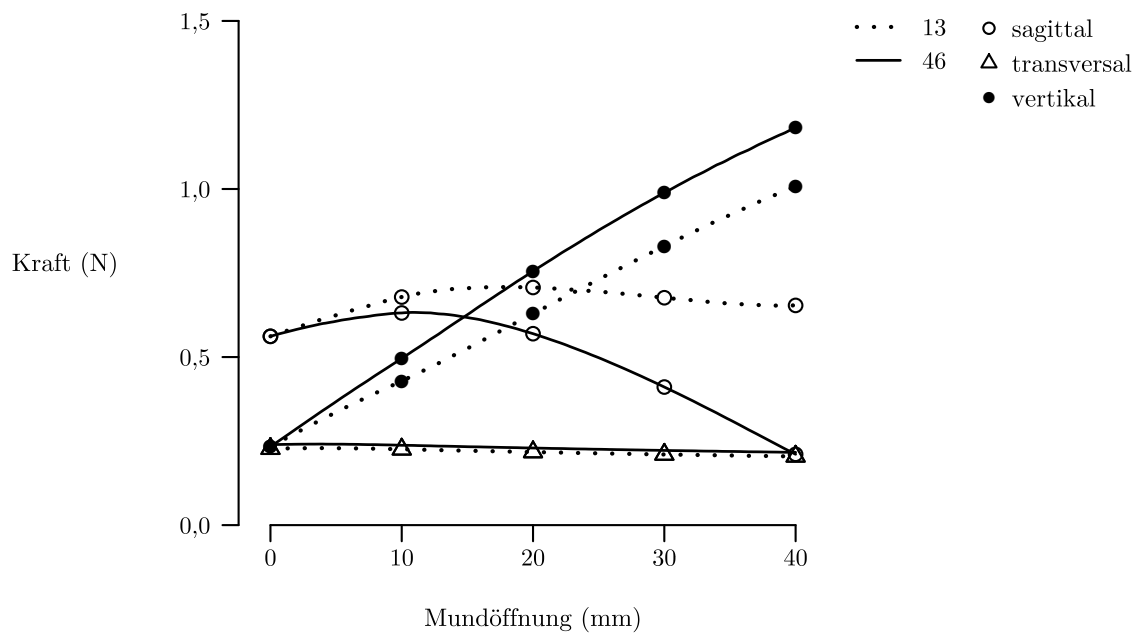


Abbildung 3.31: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 6,4 mm; 0,7 N

Tabelle 3.16: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 6,4 mm; 0,7 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			46 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	0,76	0,66	0,27	0,27	0,66	0,27	0,27
5	0,84	0,71	0,26	0,38	0,69	0,26	0,42
10	0,93	0,76	0,25	0,48	0,70	0,25	0,55
15	1,01	0,78	0,25	0,58	0,69	0,25	0,69
20	1,08	0,78	0,24	0,70	0,63	0,24	0,84
25	1,14	0,77	0,24	0,81	0,55	0,24	0,97
30	1,21	0,75	0,23	0,92	0,46	0,23	1,10
35	1,28	0,73	0,23	1,03	0,35	0,23	1,21
40	1,35	0,72	0,23	1,11	0,23	0,23	1,31
Mittel	1,07	0,74	0,24	0,70	0,55	0,24	0,82
SD	0,20	0,04	0,01	0,29	0,17	0,01	0,36

3.3.1.4 \varnothing 8,0 mm; 0,7 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46**Abbildung 3.32:** Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 8,0 mm; 0,7 N**Tabelle 3.17:** Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 8,0 mm; 0,7 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			46 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	0,65	0,56	0,23	0,23	0,56	0,23	0,23
5	0,75	0,62	0,23	0,34	0,61	0,23	0,37
10	0,83	0,68	0,23	0,43	0,63	0,23	0,50
15	0,91	0,70	0,22	0,53	0,62	0,22	0,63
20	0,97	0,71	0,22	0,63	0,57	0,22	0,76
25	1,03	0,69	0,21	0,73	0,50	0,21	0,88
30	1,09	0,68	0,21	0,83	0,41	0,21	0,99
35	1,15	0,66	0,21	0,92	0,31	0,21	1,09
40	1,22	0,65	0,20	1,01	0,21	0,20	1,18
Mittel	0,96	0,66	0,22	0,63	0,49	0,22	0,74
SD	0,19	0,05	0,01	0,27	0,15	0,01	0,33

3.3.1.5 \varnothing 9,5 mm; 0,7 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46

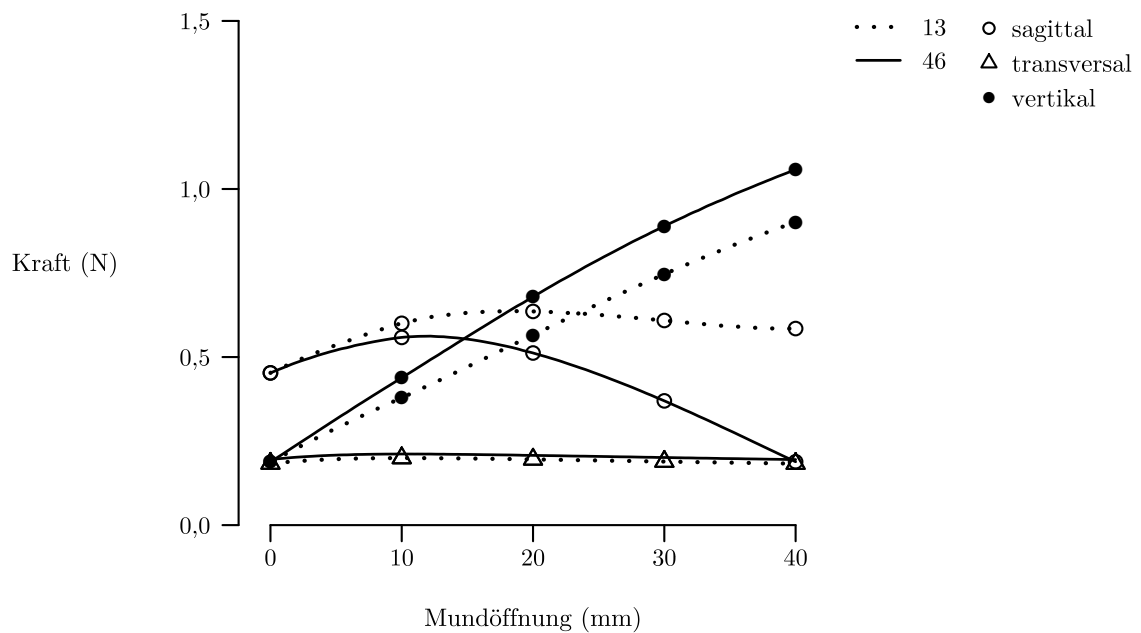


Abbildung 3.33: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 9,5 mm; 0,7 N

Tabelle 3.18: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 9,5 mm; 0,7 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			46 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	0,52	0,45	0,18	0,19	0,45	0,18	0,19
5	0,64	0,54	0,20	0,29	0,52	0,20	0,32
10	0,74	0,60	0,20	0,38	0,56	0,20	0,44
15	0,81	0,63	0,20	0,47	0,55	0,20	0,56
20	0,87	0,64	0,20	0,57	0,51	0,20	0,68
25	0,93	0,63	0,19	0,66	0,45	0,19	0,79
30	0,98	0,61	0,19	0,75	0,37	0,19	0,89
35	1,03	0,59	0,19	0,83	0,28	0,19	0,98
40	1,09	0,58	0,18	0,90	0,19	0,18	1,06
Mittel	0,85	0,59	0,19	0,56	0,43	0,19	0,66
SD	0,19	0,06	0,01	0,25	0,13	0,01	0,30

3.3.1.6 \varnothing 4,8 mm; 1,3 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46

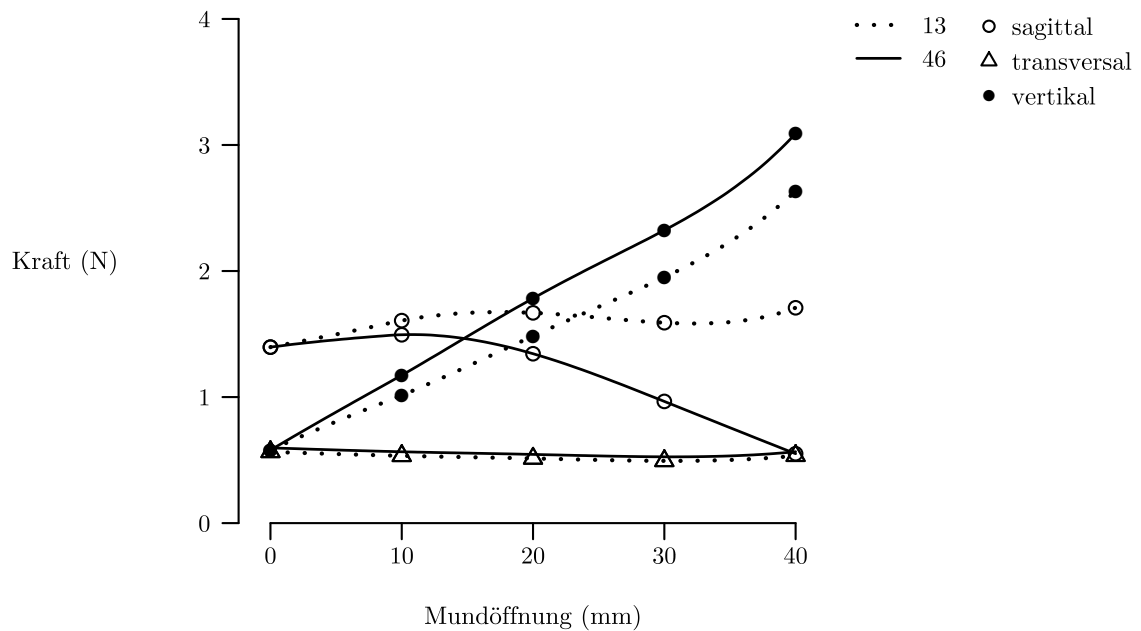
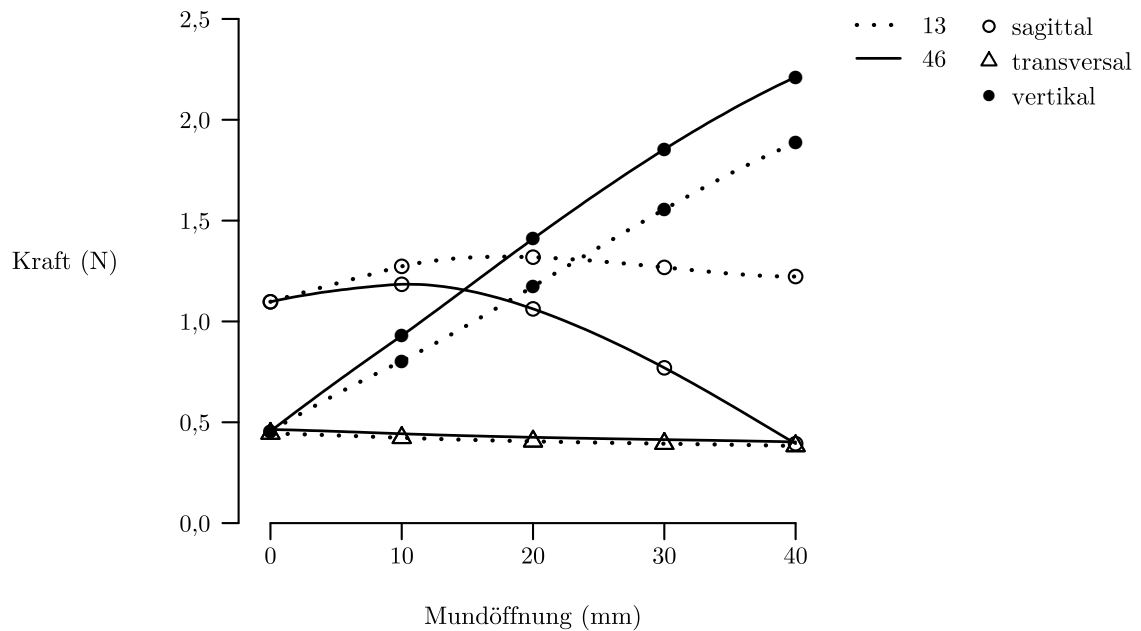


Abbildung 3.34: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 4,8 mm; 1,3 N

Tabelle 3.19: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 4,8 mm; 1,3 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			46 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,61	1,40	0,57	0,58	1,40	0,57	0,58
5	1,79	1,50	0,55	0,81	1,45	0,55	0,88
10	1,97	1,61	0,53	1,01	1,49	0,53	1,17
15	2,15	1,67	0,52	1,24	1,46	0,52	1,48
20	2,29	1,67	0,51	1,48	1,34	0,51	1,78
25	2,42	1,63	0,50	1,72	1,17	0,50	2,06
30	2,56	1,59	0,49	1,95	0,97	0,49	2,32
35	2,79	1,60	0,50	2,23	0,76	0,50	2,64
40	3,18	1,71	0,53	2,63	0,55	0,53	3,09
Mittel	2,31	1,60	0,52	1,52	1,18	0,52	1,78
SD	0,50	0,10	0,02	0,68	0,34	0,02	0,83

3.3.1.7 \varnothing 6,4 mm; 1,3 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46**Abbildung 3.35:** Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 6,4 mm; 1,3 N**Tabelle 3.20:** Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 6,4 mm; 1,3 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			46 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,27	1,10	0,44	0,46	1,10	0,44	0,46
5	1,42	1,19	0,43	0,64	1,15	0,43	0,70
10	1,56	1,27	0,42	0,80	1,18	0,42	0,93
15	1,69	1,32	0,41	0,98	1,15	0,41	1,17
20	1,81	1,32	0,41	1,17	1,06	0,41	1,41
25	1,93	1,30	0,40	1,37	0,93	0,40	1,64
30	2,05	1,27	0,39	1,56	0,77	0,39	1,85
35	2,16	1,24	0,39	1,73	0,59	0,39	2,05
40	2,28	1,22	0,38	1,89	0,39	0,38	2,21
Mittel	1,80	1,25	0,41	1,18	0,93	0,41	1,38
SD	0,34	0,07	0,02	0,50	0,28	0,02	0,61

3.3.1.8 \varnothing 8,0 mm; 1,3 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46

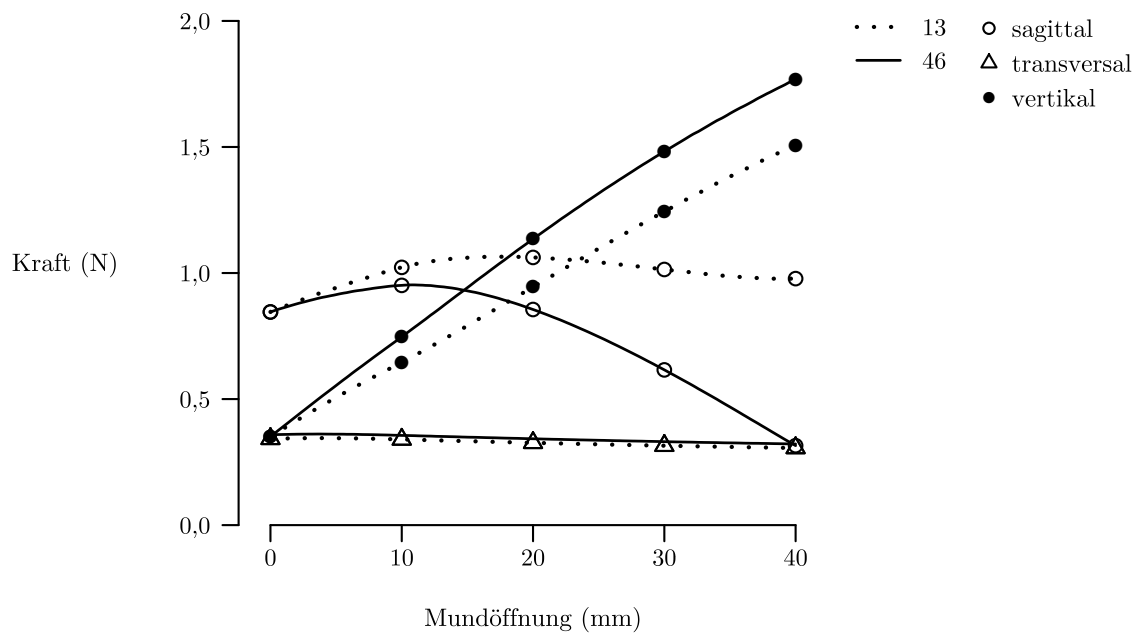


Abbildung 3.36: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 8,0 mm; 1,3 N

Tabelle 3.21: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 8,0 mm; 1,3 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			46 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	0,98	0,85	0,34	0,35	0,85	0,34	0,35
5	1,12	0,94	0,34	0,51	0,91	0,34	0,55
10	1,26	1,02	0,34	0,65	0,95	0,34	0,75
15	1,36	1,06	0,33	0,79	0,93	0,33	0,94
20	1,46	1,06	0,33	0,94	0,86	0,33	1,14
25	1,55	1,04	0,32	1,10	0,75	0,32	1,32
30	1,64	1,01	0,32	1,24	0,62	0,32	1,48
35	1,73	0,99	0,31	1,38	0,47	0,31	1,63
40	1,82	0,98	0,31	1,51	0,32	0,31	1,77
Mittel	1,43	0,99	0,33	0,94	0,74	0,33	1,10
SD	0,28	0,07	0,01	0,40	0,22	0,01	0,49

3.3.1.9 \varnothing 9,5 mm; 1,3 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46

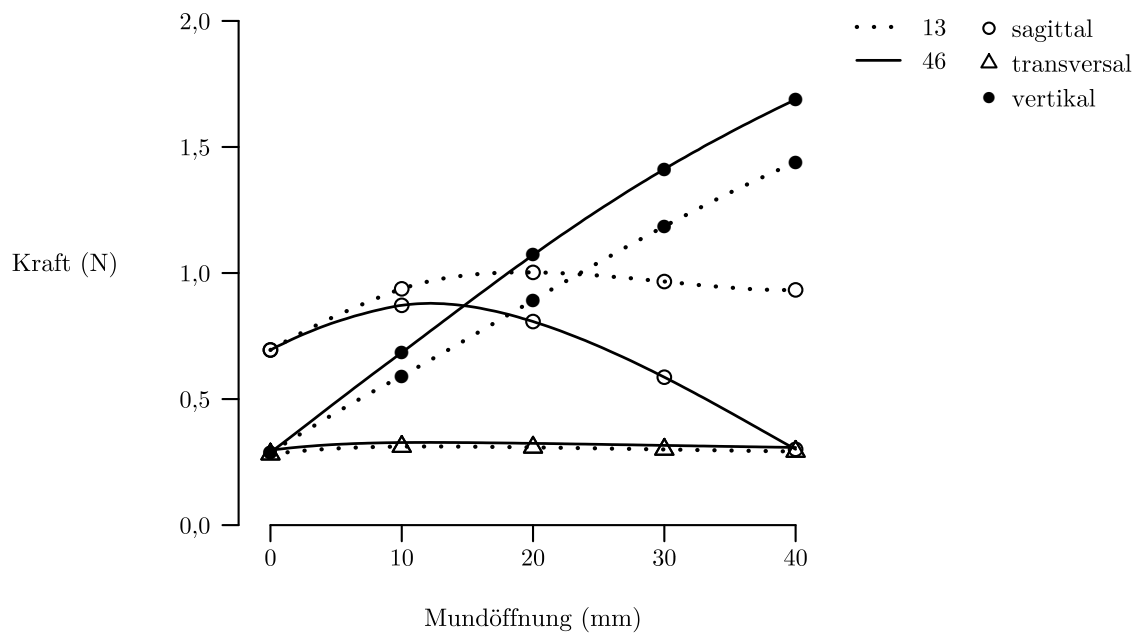


Abbildung 3.37: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 9,5 mm; 1,3 N

Tabelle 3.22: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 9,5 mm; 1,3 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			46 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	0,80	0,69	0,28	0,29	0,69	0,28	0,29
5	0,99	0,83	0,30	0,45	0,81	0,30	0,49
10	1,15	0,94	0,31	0,59	0,87	0,31	0,68
15	1,28	0,99	0,31	0,74	0,87	0,31	0,88
20	1,38	1,00	0,31	0,89	0,81	0,31	1,07
25	1,47	0,99	0,30	1,04	0,71	0,30	1,25
30	1,56	0,97	0,30	1,19	0,59	0,30	1,41
35	1,65	0,94	0,30	1,32	0,45	0,30	1,56
40	1,74	0,93	0,29	1,44	0,30	0,29	1,69
Mittel	1,33	0,92	0,30	0,88	0,68	0,30	1,04
SD	0,31	0,10	0,01	0,40	0,20	0,01	0,49

3.3.1.10 \varnothing 4,8 mm; 1,8 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46

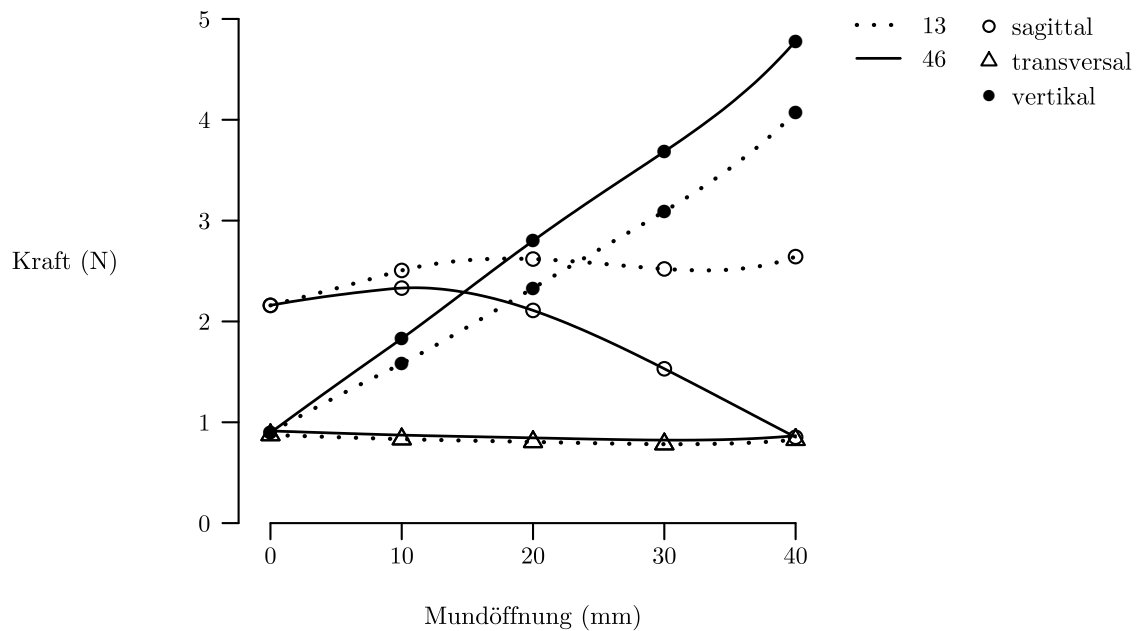


Abbildung 3.38: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 4,8 mm; 1,8 N

Tabelle 3.23: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 4,8 mm; 1,8 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			46 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	2,50	2,16	0,87	0,90	2,16	0,87	0,90
5	2,78	2,33	0,85	1,25	2,26	0,85	1,37
10	3,08	2,51	0,83	1,58	2,33	0,83	1,83
15	3,35	2,61	0,82	1,94	2,28	0,82	2,32
20	3,60	2,62	0,81	2,33	2,11	0,81	2,80
25	3,82	2,58	0,79	2,71	1,85	0,79	3,25
30	4,07	2,52	0,78	3,09	1,53	0,78	3,68
35	4,40	2,51	0,79	3,52	1,19	0,79	4,16
40	4,93	2,64	0,83	4,07	0,85	0,83	4,78
Mittel	3,61	2,50	0,82	2,38	1,84	0,82	2,79
SD	0,78	0,16	0,03	1,07	0,53	0,03	1,30

3.3.1.11 \varnothing 6,4 mm; 1,8 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46

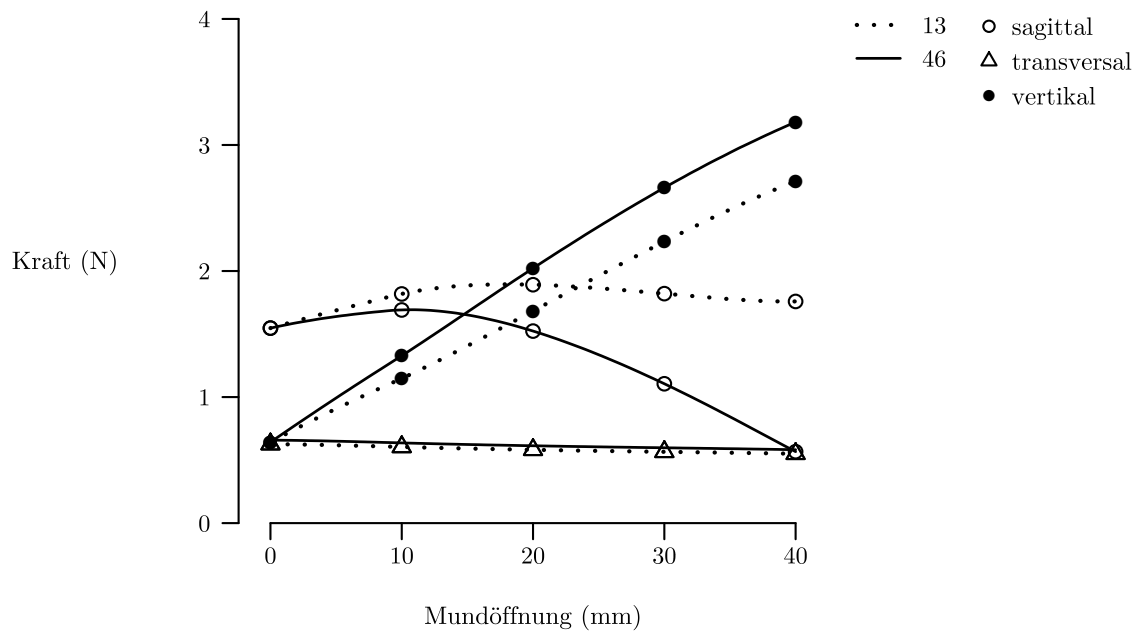


Abbildung 3.39: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 6,4 mm; 1,8 N

Tabelle 3.24: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 6,4 mm; 1,8 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			46 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,79	1,55	0,63	0,64	1,55	0,63	0,64
5	2,01	1,69	0,62	0,91	1,64	0,62	0,99
10	2,23	1,82	0,60	1,15	1,69	0,60	1,33
15	2,43	1,89	0,59	1,41	1,65	0,59	1,67
20	2,60	1,89	0,58	1,68	1,52	0,58	2,02
25	2,77	1,86	0,57	1,96	1,34	0,57	2,35
30	2,94	1,82	0,57	2,23	1,11	0,57	2,66
35	3,11	1,78	0,56	2,49	0,84	0,56	2,94
40	3,28	1,76	0,55	2,71	0,57	0,55	3,18
Mittel	2,57	1,78	0,59	1,69	1,32	0,59	1,98
SD	0,50	0,11	0,03	0,72	0,40	0,03	0,88

3.3.1.12 \varnothing 8,0 mm; 1,8 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46

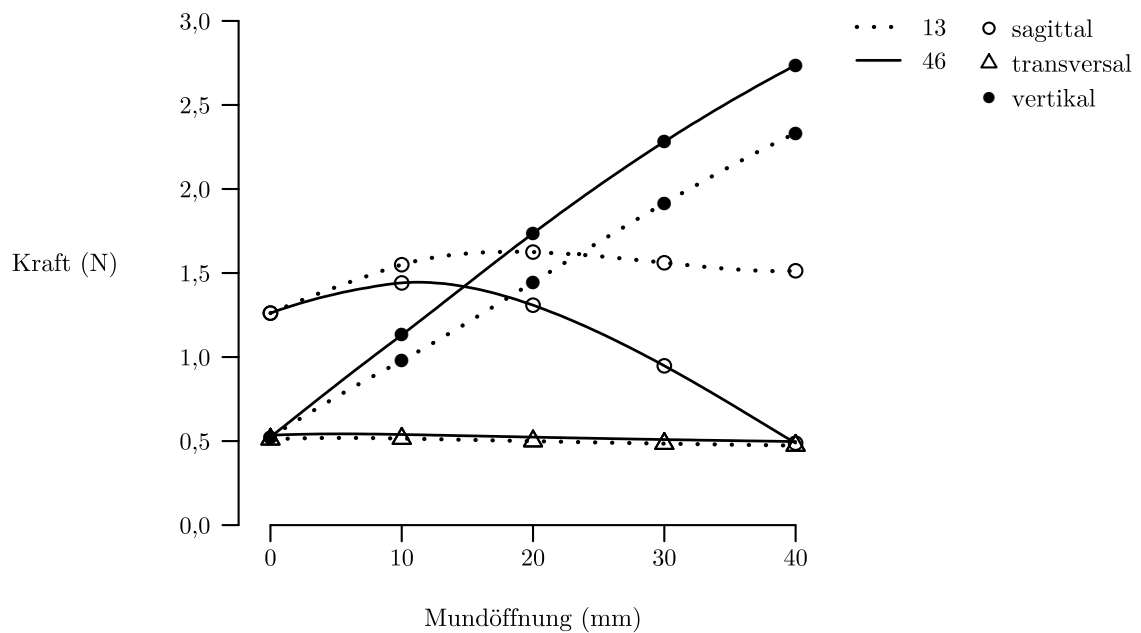


Abbildung 3.40: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 8,0 mm; 1,8 N

Tabelle 3.25: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 8,0 mm; 1,8 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			46 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,46	1,26	0,51	0,52	1,26	0,51	0,52
5	1,69	1,42	0,52	0,76	1,38	0,52	0,83
10	1,90	1,55	0,52	0,98	1,44	0,52	1,13
15	2,08	1,62	0,51	1,21	1,42	0,51	1,44
20	2,23	1,62	0,50	1,45	1,31	0,50	1,74
25	2,37	1,60	0,49	1,68	1,15	0,49	2,02
30	2,52	1,56	0,49	1,91	0,95	0,49	2,28
35	2,67	1,52	0,48	2,13	0,72	0,48	2,52
40	2,82	1,51	0,47	2,33	0,49	0,47	2,74
Mittel	2,19	1,52	0,50	1,44	1,12	0,50	1,69
SD	0,45	0,12	0,02	0,63	0,34	0,02	0,77

3.3.1.13 \varnothing 9,5 mm; 1,8 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46

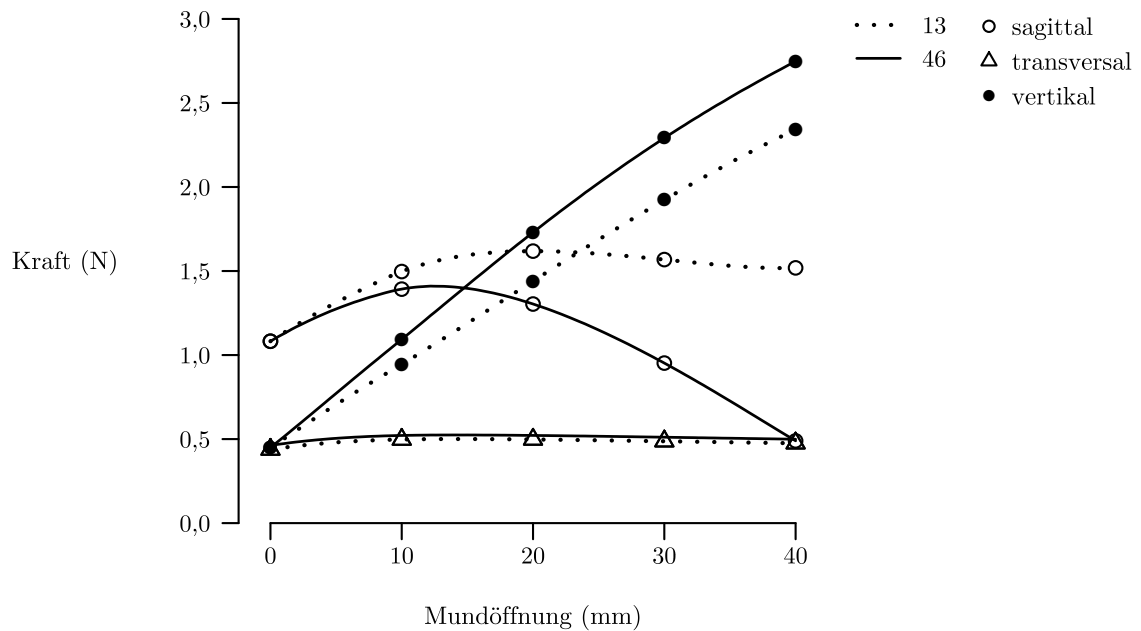


Abbildung 3.41: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 9,5 mm; 1,8 N

Tabelle 3.26: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46; \varnothing 9,5 mm; 1,8 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			46 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,25	1,08	0,44	0,45	1,08	0,44	0,45
5	1,57	1,31	0,48	0,71	1,27	0,48	0,77
10	1,84	1,50	0,50	0,94	1,39	0,50	1,09
15	2,05	1,59	0,50	1,19	1,40	0,50	1,42
20	2,22	1,62	0,50	1,44	1,30	0,50	1,73
25	2,38	1,60	0,49	1,69	1,15	0,49	2,02
30	2,53	1,57	0,49	1,92	0,95	0,49	2,29
35	2,68	1,53	0,48	2,14	0,73	0,48	2,53
40	2,83	1,52	0,48	2,34	0,49	0,48	2,75
Mittel	2,15	1,48	0,48	1,42	1,09	0,48	1,67
SD	0,52	0,18	0,02	0,65	0,31	0,02	0,80

3.3.2 Klasse II-Gummizug: Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47

3.3.2.1 Relative Kräfteverteilung; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47

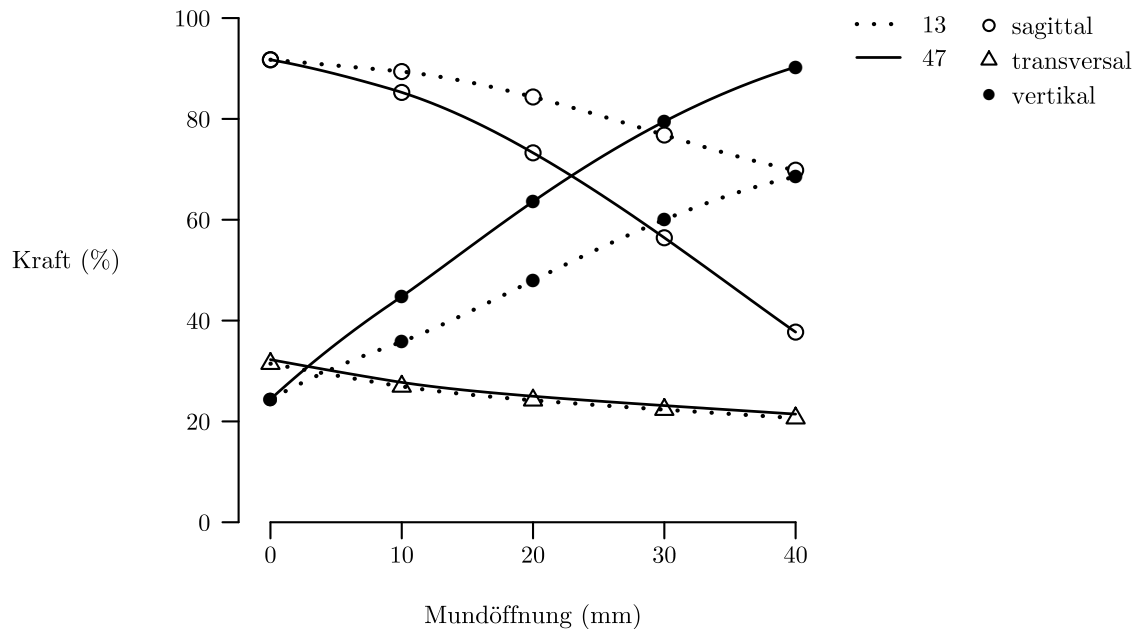


Abbildung 3.42: Relative Kräfteverteilung in Bezug auf die Gesamtkraft des Gummizugs für die Behandlungssituation Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47

Tabelle 3.27: Relative Kräfteverteilung in Bezug auf die Gesamtkraft des Gummizugs für Behandlungssituation Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47 mit Mittelwert und Standardabweichung (SD)

Mund- öffnung (mm)	Dehnungs- länge (mm)	13 Kraft (N)			47 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	31,9	0,92	0,31	0,24	0,92	0,31	0,24
5	34,4	0,91	0,29	0,31	0,89	0,29	0,35
10	37,2	0,89	0,27	0,36	0,85	0,27	0,45
15	39,5	0,87	0,25	0,42	0,80	0,25	0,54
20	41,4	0,84	0,24	0,48	0,73	0,24	0,64
25	43,1	0,81	0,23	0,54	0,65	0,23	0,72
30	44,8	0,77	0,22	0,60	0,56	0,22	0,79
35	46,6	0,73	0,21	0,65	0,47	0,21	0,86
40	48,5	0,70	0,21	0,69	0,38	0,21	0,90
Mittel	40,8	0,83	0,25	0,48	0,70	0,25	0,61
SD	5,6	0,08	0,04	0,16	0,19	0,04	0,23

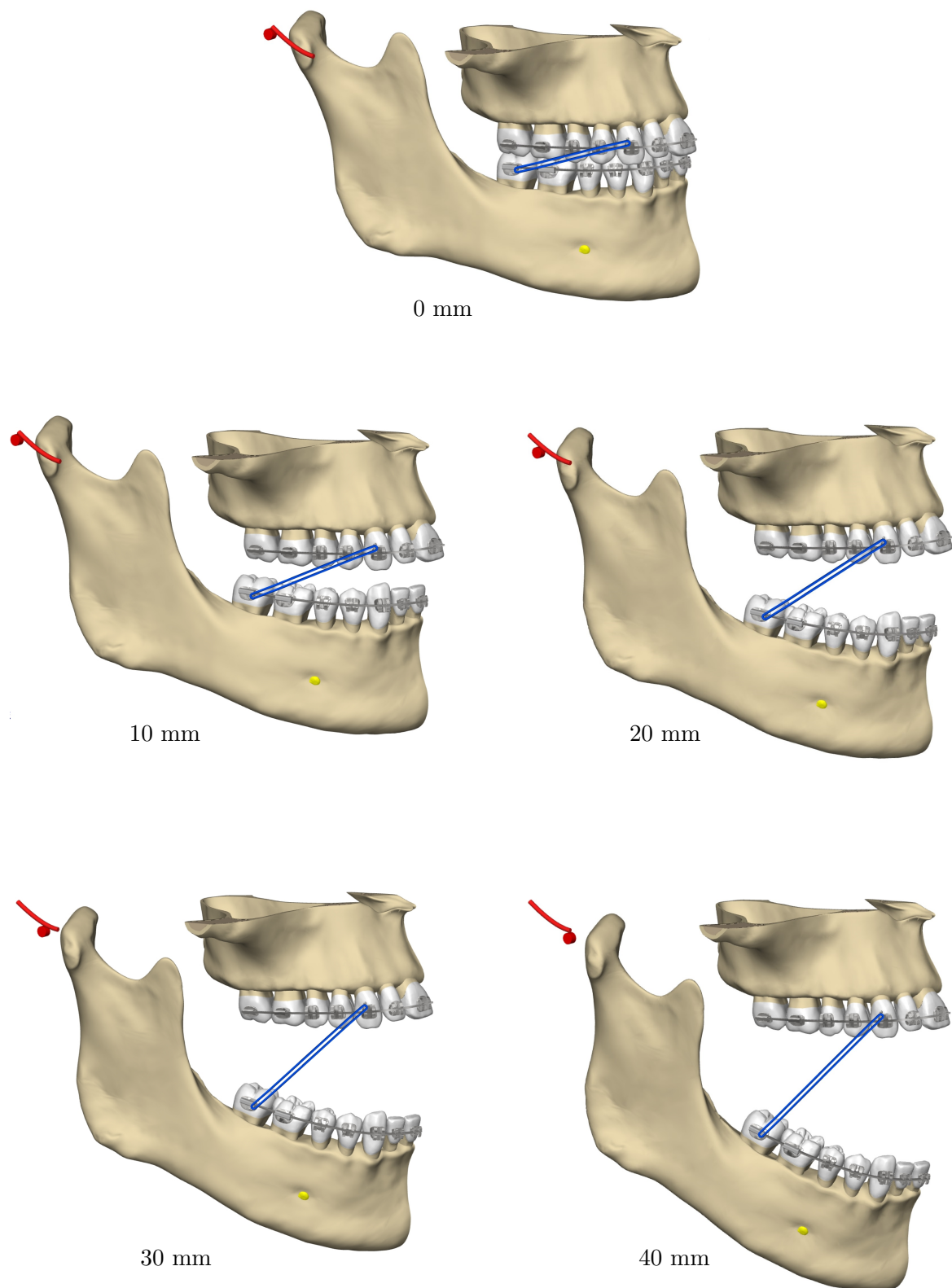
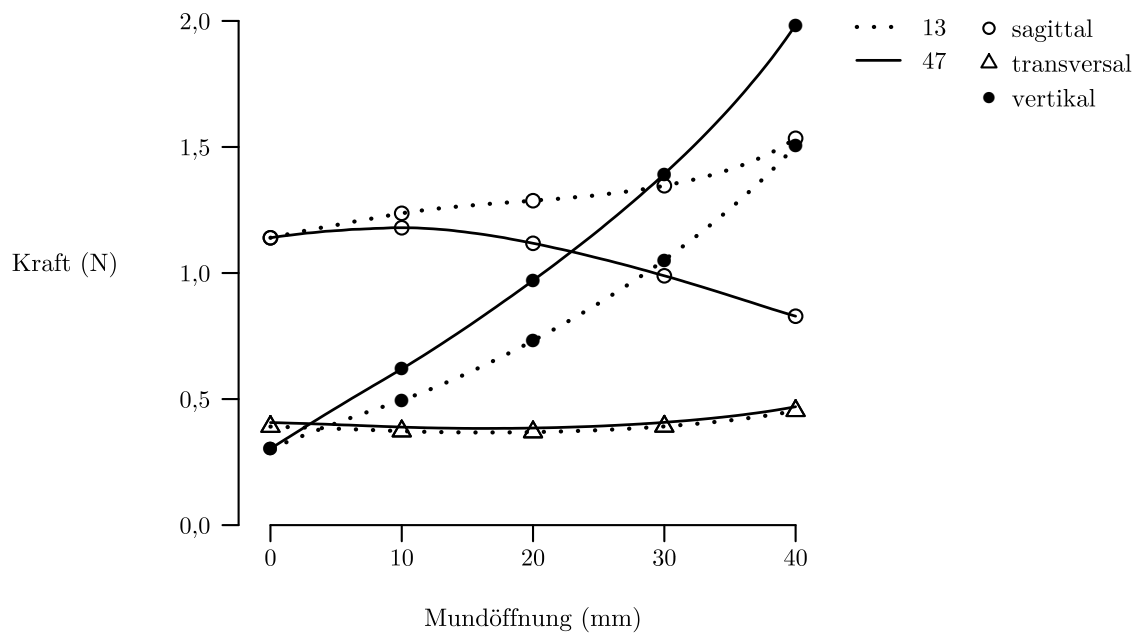


Abbildung 3.43: Klasse II-Gummizug: Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47, Simulation der Mundöffnung von 0 bis 40 mm

3.3.2.2 \varnothing 4,8 mm; 0,7 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47Abbildung 3.44: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 4,8 mm; 0,7 NTabelle 3.28: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 4,8 mm; 0,7 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			47 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,24	1,14	0,39	0,30	1,14	0,39	0,30
5	1,31	1,19	0,38	0,40	1,17	0,38	0,46
10	1,38	1,24	0,37	0,50	1,18	0,37	0,62
15	1,45	1,27	0,37	0,60	1,16	0,37	0,79
20	1,53	1,29	0,37	0,73	1,12	0,37	0,97
25	1,62	1,31	0,38	0,88	1,06	0,38	1,17
30	1,75	1,35	0,39	1,05	0,99	0,39	1,39
35	1,93	1,41	0,42	1,25	0,91	0,42	1,65
40	2,20	1,53	0,45	1,51	0,83	0,45	1,98
Mittel	1,60	1,30	0,39	0,80	1,06	0,39	1,04
SD	0,31	0,12	0,03	0,41	0,13	0,03	0,56

3.3.2.3 \varnothing 6,4 mm; 0,7 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47

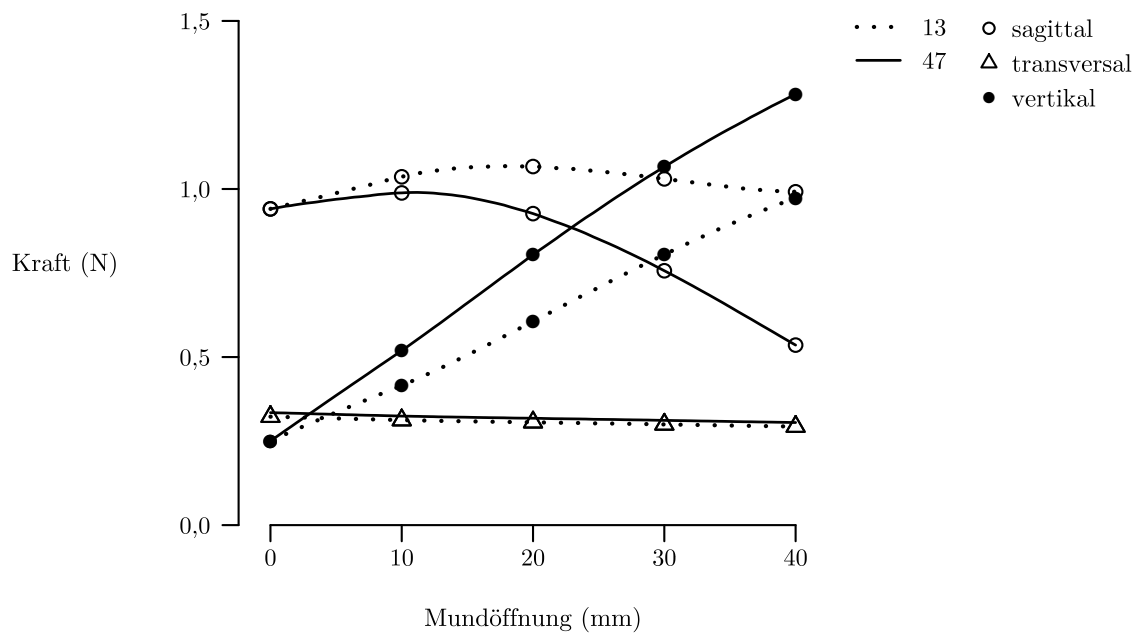


Abbildung 3.45: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 6,4 mm; 0,7 N

Tabelle 3.29: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 6,4 mm; 0,7 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			47 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,03	0,94	0,32	0,25	0,94	0,32	0,25
5	1,09	0,99	0,32	0,34	0,97	0,32	0,39
10	1,16	1,04	0,31	0,42	0,99	0,31	0,52
15	1,22	1,06	0,31	0,51	0,98	0,31	0,66
20	1,26	1,07	0,31	0,61	0,93	0,31	0,80
25	1,30	1,05	0,30	0,71	0,85	0,30	0,94
30	1,34	1,03	0,30	0,80	0,76	0,30	1,07
35	1,38	1,01	0,30	0,89	0,65	0,30	1,18
40	1,42	0,99	0,29	0,97	0,54	0,29	1,28
Mittel	1,24	1,02	0,31	0,61	0,84	0,31	0,79
SD	0,13	0,04	0,01	0,25	0,16	0,01	0,36

3.3.2.4 \varnothing 8,0 mm; 0,7 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47

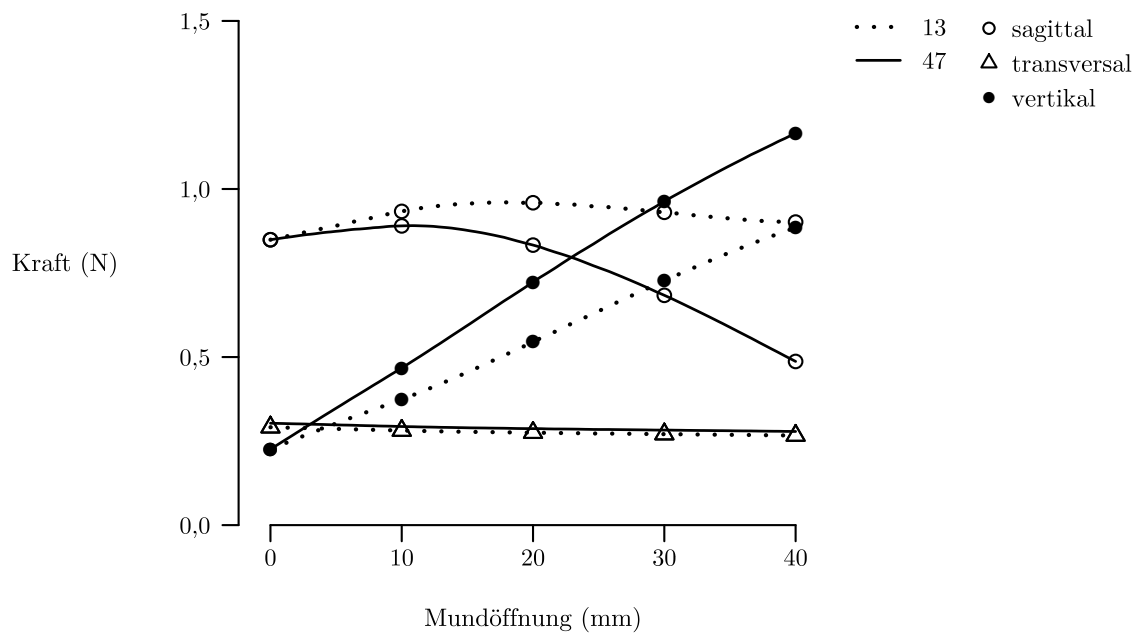


Abbildung 3.46: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 8,0 mm; 0,7 N

Tabelle 3.30: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 8,0 mm; 0,7 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			47 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	0,93	0,85	0,29	0,23	0,85	0,29	0,23
5	0,98	0,89	0,29	0,30	0,87	0,29	0,35
10	1,04	0,93	0,28	0,37	0,89	0,28	0,47
15	1,09	0,96	0,28	0,45	0,88	0,28	0,59
20	1,14	0,96	0,28	0,55	0,83	0,28	0,72
25	1,17	0,95	0,27	0,64	0,77	0,27	0,85
30	1,21	0,93	0,27	0,73	0,68	0,27	0,96
35	1,25	0,91	0,27	0,81	0,59	0,27	1,07
40	1,29	0,90	0,27	0,88	0,49	0,27	1,17
Mittel	1,12	0,92	0,28	0,55	0,76	0,28	0,71
SD	0,12	0,04	0,01	0,23	0,14	0,01	0,33

3.3.2.5 ø 9,5 mm; 0,7 N; Zahn 13 ↔ Zahn 47

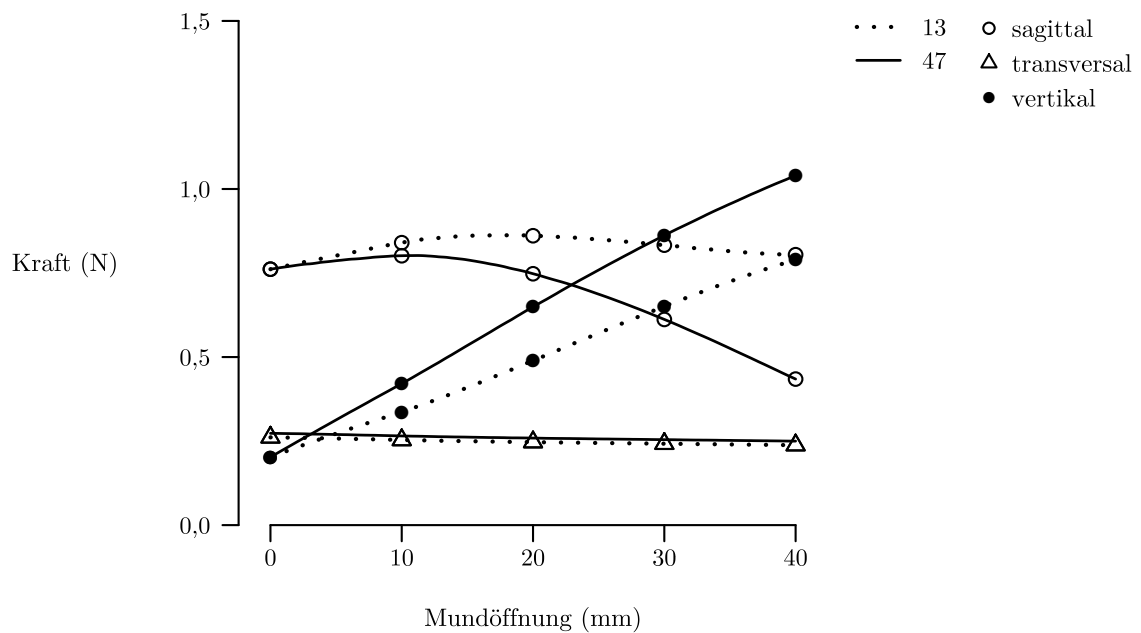
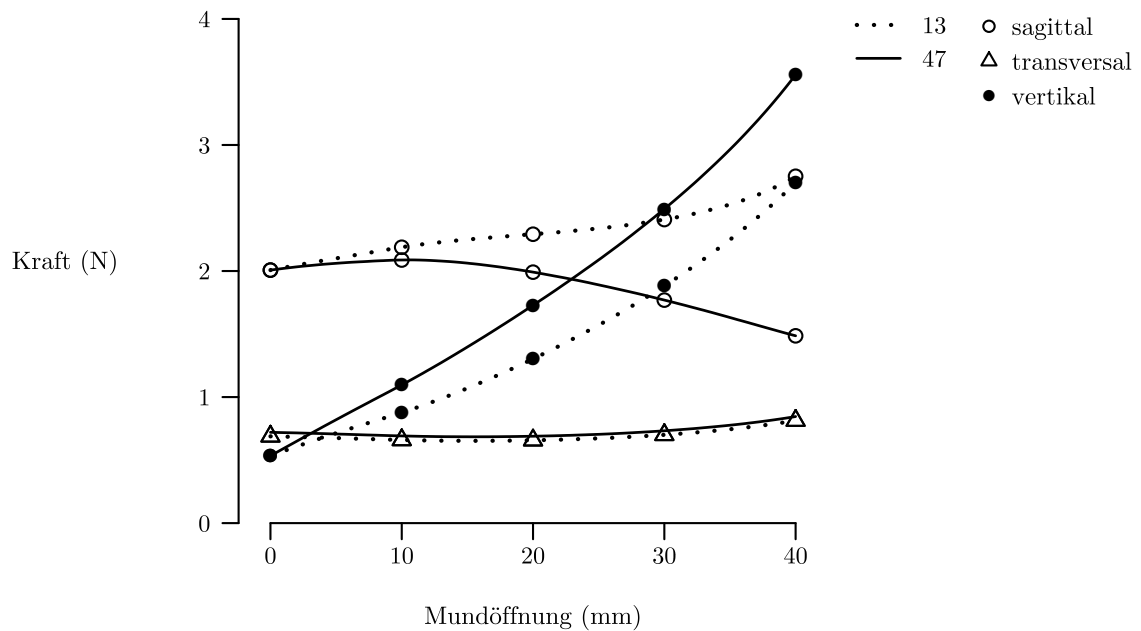


Abbildung 3.47: Effektive Kräfte für Zahn 13 ↔ Zahn 47; ø 9,5 mm; 0,7 N

Tabelle 3.31: Effektive Kräfte für Zahn 13 ↔ Zahn 47; ø 9,5 mm; 0,7 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			47 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	0,83	0,76	0,26	0,20	0,76	0,26	0,20
5	0,89	0,80	0,26	0,27	0,79	0,26	0,31
10	0,94	0,84	0,25	0,34	0,80	0,25	0,42
15	0,99	0,86	0,25	0,41	0,79	0,25	0,53
20	1,02	0,86	0,25	0,49	0,75	0,25	0,65
25	1,05	0,85	0,24	0,57	0,69	0,24	0,76
30	1,08	0,83	0,24	0,65	0,61	0,24	0,86
35	1,12	0,81	0,24	0,72	0,53	0,24	0,96
40	1,15	0,80	0,24	0,79	0,43	0,24	1,04
Mittel	1,01	0,83	0,25	0,49	0,68	0,25	0,64
SD	0,11	0,03	0,01	0,21	0,13	0,01	0,29

3.3.2.6 \varnothing 4,8 mm; 1,3 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47Abbildung 3.48: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 4,8 mm; 1,3 NTabelle 3.32: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 4,8 mm; 1,3 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			47 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	2,19	2,01	0,69	0,53	2,01	0,69	0,53
5	2,32	2,10	0,68	0,71	2,06	0,68	0,82
10	2,45	2,19	0,66	0,88	2,09	0,66	1,10
15	2,58	2,25	0,65	1,07	2,06	0,65	1,40
20	2,72	2,29	0,66	1,30	1,99	0,66	1,73
25	2,90	2,34	0,67	1,57	1,89	0,67	2,09
30	3,14	2,41	0,70	1,88	1,77	0,70	2,49
35	3,46	2,53	0,74	2,25	1,63	0,74	2,96
40	3,94	2,75	0,81	2,70	1,49	0,81	3,56
Mittel	2,85	2,32	0,70	1,43	1,89	0,70	1,85
SD	0,57	0,23	0,05	0,73	0,21	0,05	1,01

3.3.2.7 \varnothing 6,4 mm; 1,3 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47

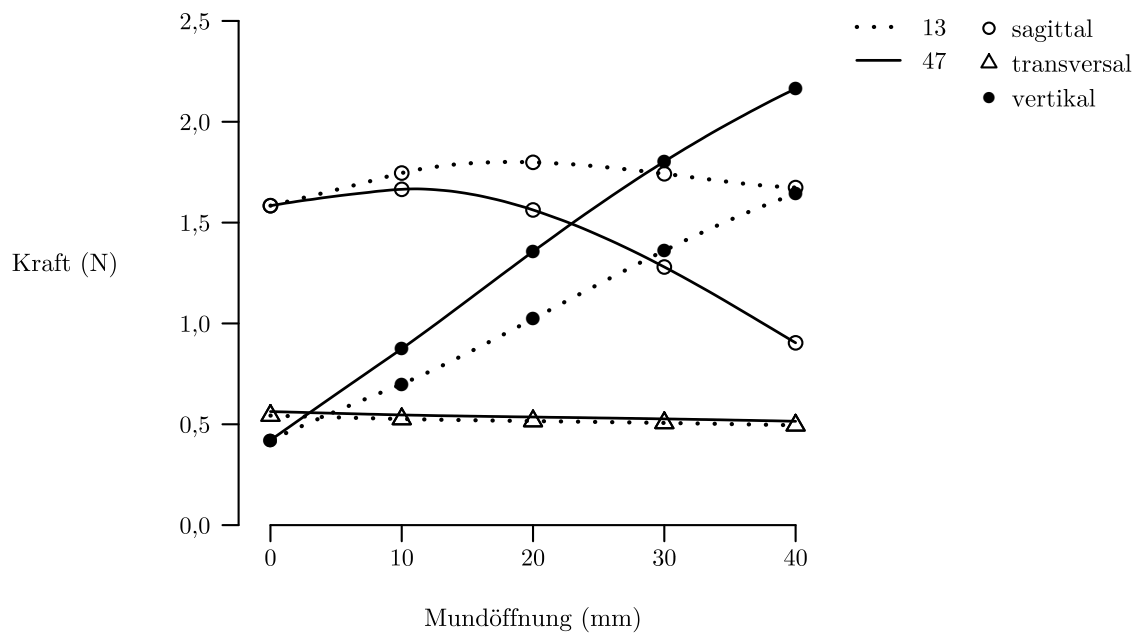


Abbildung 3.49: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 6,4 mm; 1,3 N

Tabelle 3.33: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 6,4 mm; 1,3 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			47 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,73	1,58	0,54	0,42	1,58	0,54	0,42
5	1,84	1,66	0,53	0,56	1,63	0,53	0,65
10	1,95	1,75	0,53	0,70	1,67	0,53	0,87
15	2,05	1,79	0,52	0,85	1,64	0,52	1,11
20	2,13	1,80	0,52	1,02	1,56	0,52	1,36
25	2,20	1,78	0,51	1,19	1,44	0,51	1,59
30	2,27	1,74	0,51	1,36	1,28	0,51	1,80
35	2,33	1,70	0,50	1,51	1,10	0,50	1,99
40	2,40	1,67	0,49	1,64	0,90	0,49	2,16
Mittel	2,10	1,72	0,52	1,03	1,42	0,52	1,33
SD	0,23	0,07	0,02	0,43	0,27	0,02	0,61

3.3.2.8 \varnothing 8,0 mm; 1,3 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47

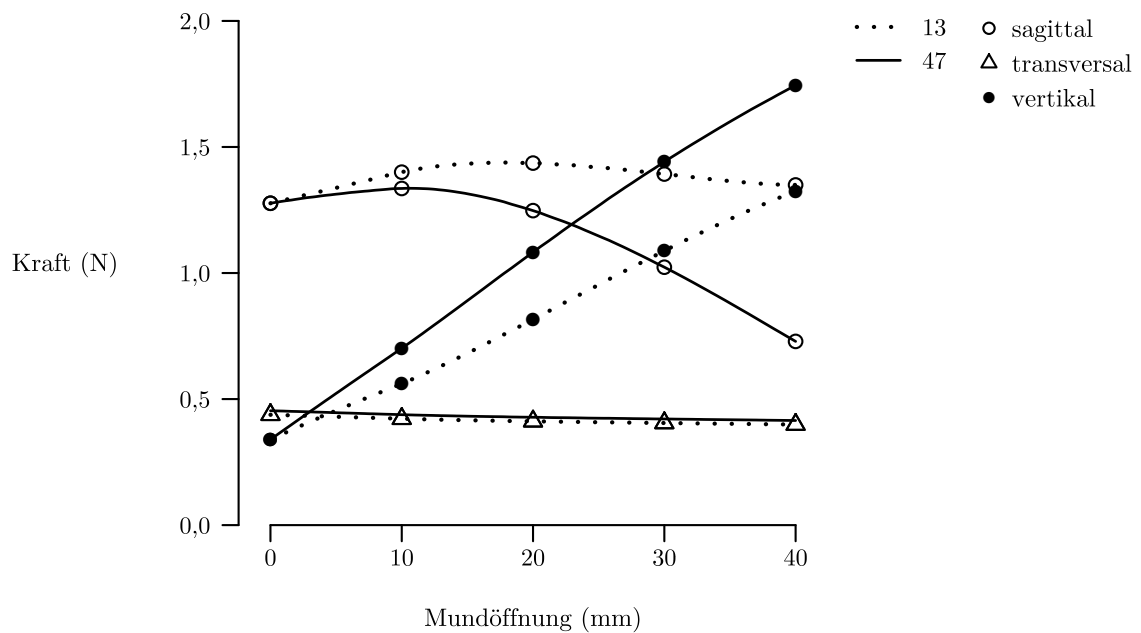


Abbildung 3.50: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 8,0 mm; 1,3 N

Tabelle 3.34: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 8,0 mm; 1,3 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			47 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,39	1,28	0,44	0,34	1,28	0,44	0,34
5	1,48	1,34	0,43	0,45	1,31	0,43	0,52
10	1,57	1,40	0,42	0,56	1,34	0,42	0,70
15	1,64	1,43	0,42	0,68	1,31	0,42	0,89
20	1,70	1,44	0,41	0,82	1,25	0,41	1,08
25	1,76	1,42	0,41	0,95	1,15	0,41	1,27
30	1,81	1,39	0,41	1,09	1,02	0,41	1,44
35	1,87	1,36	0,40	1,21	0,88	0,40	1,60
40	1,93	1,35	0,40	1,32	0,73	0,40	1,74
Mittel	1,68	1,38	0,41	0,83	1,14	0,41	1,07
SD	0,18	0,05	0,01	0,34	0,22	0,01	0,49

3.3.2.9 \varnothing 9,5 mm; 1,3 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47

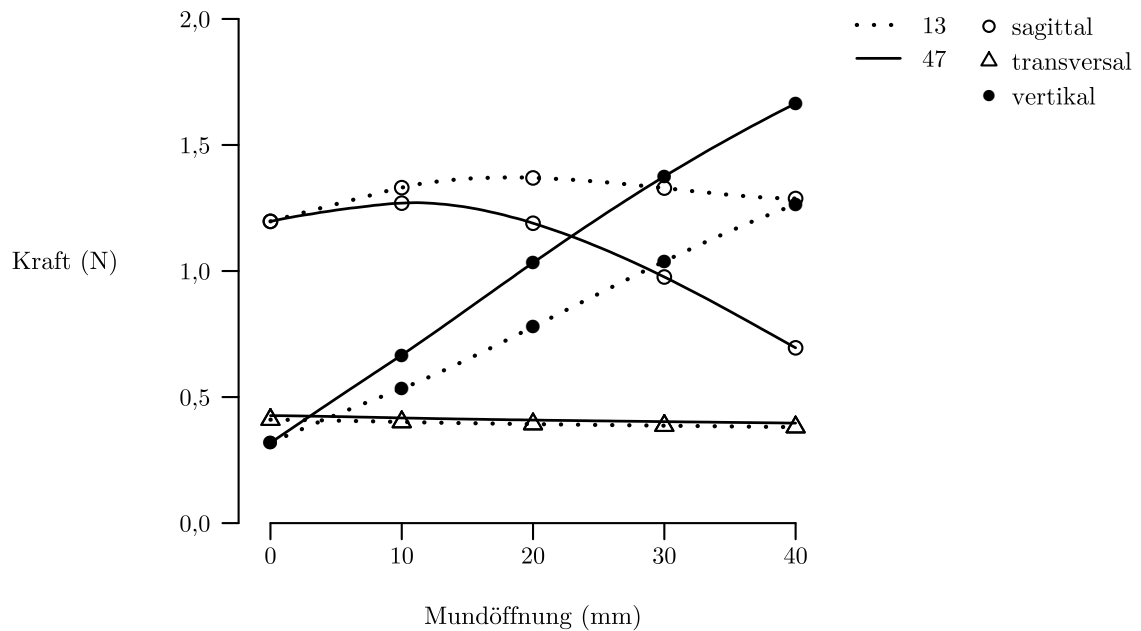


Abbildung 3.51: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 9,5 mm; 1,3 N

Tabelle 3.35: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 9,5 mm; 1,3 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			47 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,30	1,20	0,41	0,32	1,20	0,41	0,32
5	1,40	1,27	0,41	0,43	1,24	0,41	0,49
10	1,49	1,33	0,40	0,53	1,27	0,40	0,67
15	1,56	1,37	0,40	0,65	1,25	0,40	0,85
20	1,62	1,37	0,39	0,78	1,19	0,39	1,03
25	1,68	1,35	0,39	0,91	1,09	0,39	1,21
30	1,73	1,33	0,39	1,04	0,98	0,39	1,38
35	1,78	1,30	0,38	1,16	0,84	0,38	1,53
40	1,84	1,29	0,38	1,26	0,70	0,38	1,66
Mittel	1,60	1,31	0,39	0,79	1,08	0,39	1,02
SD	0,18	0,06	0,01	0,33	0,20	0,01	0,47

3.3.2.10 \varnothing 4,8 mm; 1,8 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47

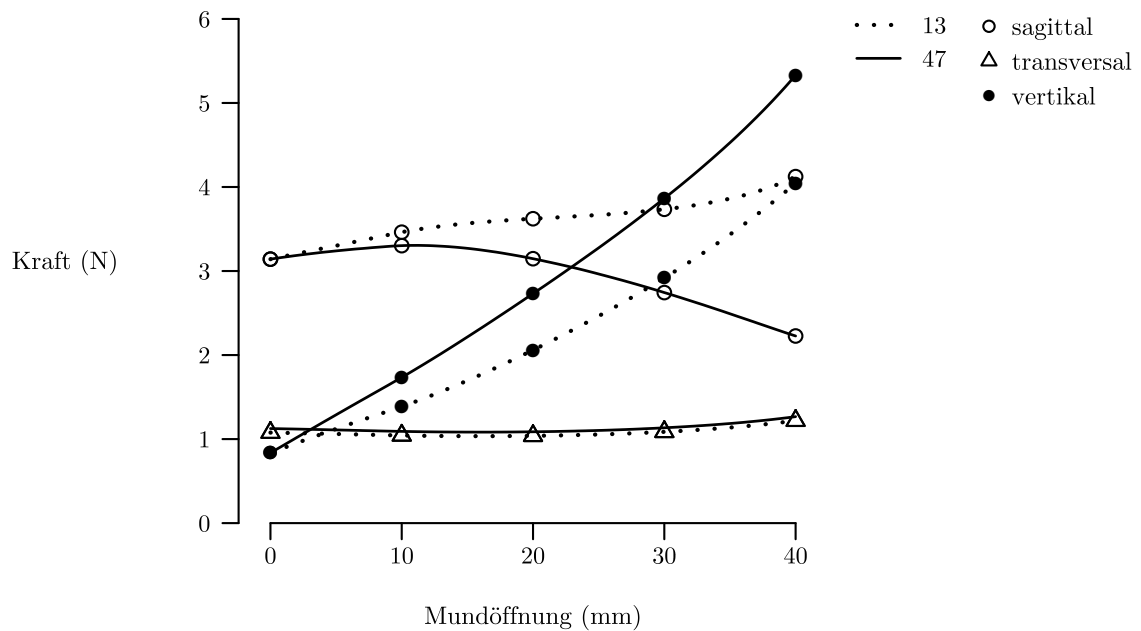


Abbildung 3.52: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 4,8 mm; 1,8 N

Tabelle 3.36: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 4,8 mm; 1,8 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			47 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	3,42	3,14	1,08	0,84	3,14	1,08	0,84
5	3,64	3,30	1,06	1,12	3,24	1,06	1,29
10	3,87	3,46	1,04	1,39	3,30	1,04	1,73
15	4,08	3,57	1,04	1,70	3,27	1,04	2,22
20	4,29	3,62	1,04	2,06	3,15	1,04	2,73
25	4,54	3,67	1,05	2,46	2,96	1,05	3,28
30	4,86	3,73	1,09	2,92	2,74	1,09	3,86
35	5,29	3,86	1,14	3,43	2,49	1,14	4,53
40	5,90	4,12	1,22	4,05	2,23	1,22	5,33
Mittel	4,44	3,61	1,08	2,22	2,95	1,08	2,87
SD	0,81	0,29	0,06	1,09	0,38	0,06	1,51

3.3.2.11 \varnothing 6,4 mm; 1,8 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47

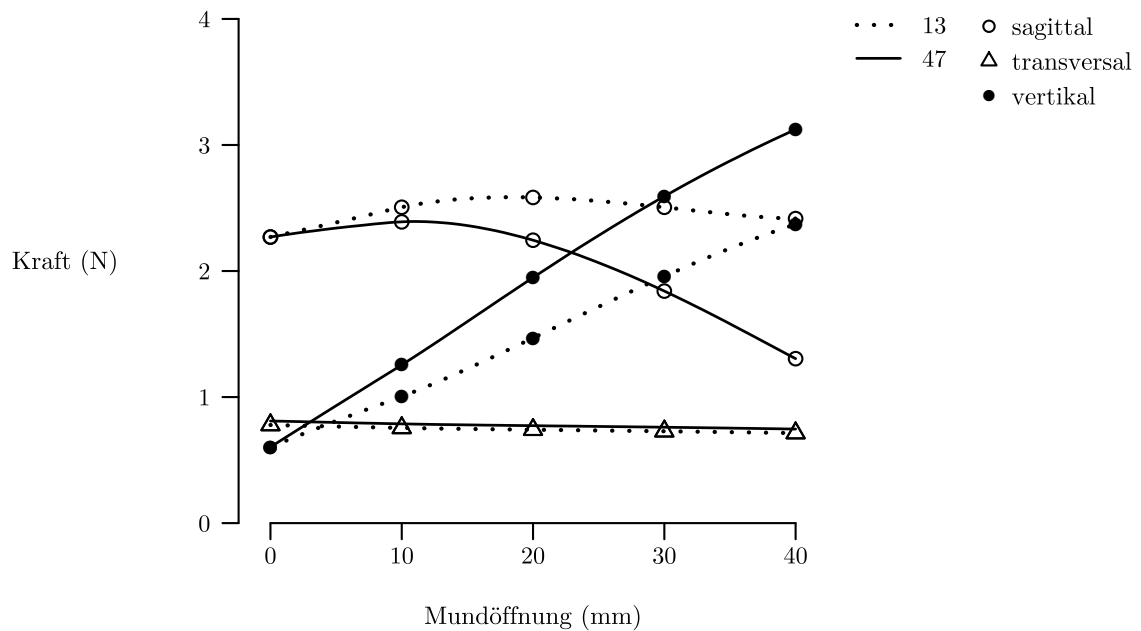


Abbildung 3.53: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 6,4 mm; 1,8 N

Tabelle 3.37: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 6,4 mm; 1,8 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			47 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	2,47	2,27	0,78	0,60	2,27	0,78	0,60
5	2,63	2,39	0,77	0,81	2,34	0,77	0,93
10	2,80	2,51	0,76	1,00	2,39	0,76	1,26
15	2,95	2,57	0,75	1,22	2,36	0,75	1,60
20	3,06	2,58	0,74	1,47	2,24	0,74	1,95
25	3,16	2,55	0,73	1,72	2,07	0,73	2,28
30	3,26	2,51	0,73	1,96	1,84	0,73	2,59
35	3,36	2,45	0,72	2,18	1,58	0,72	2,87
40	3,46	2,42	0,71	2,37	1,30	0,71	3,12
Mittel	3,02	2,47	0,74	1,48	2,04	0,74	1,91
SD	0,33	0,10	0,02	0,62	0,39	0,02	0,88

3.3.2.12 \varnothing 8,0 mm; 1,8 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47

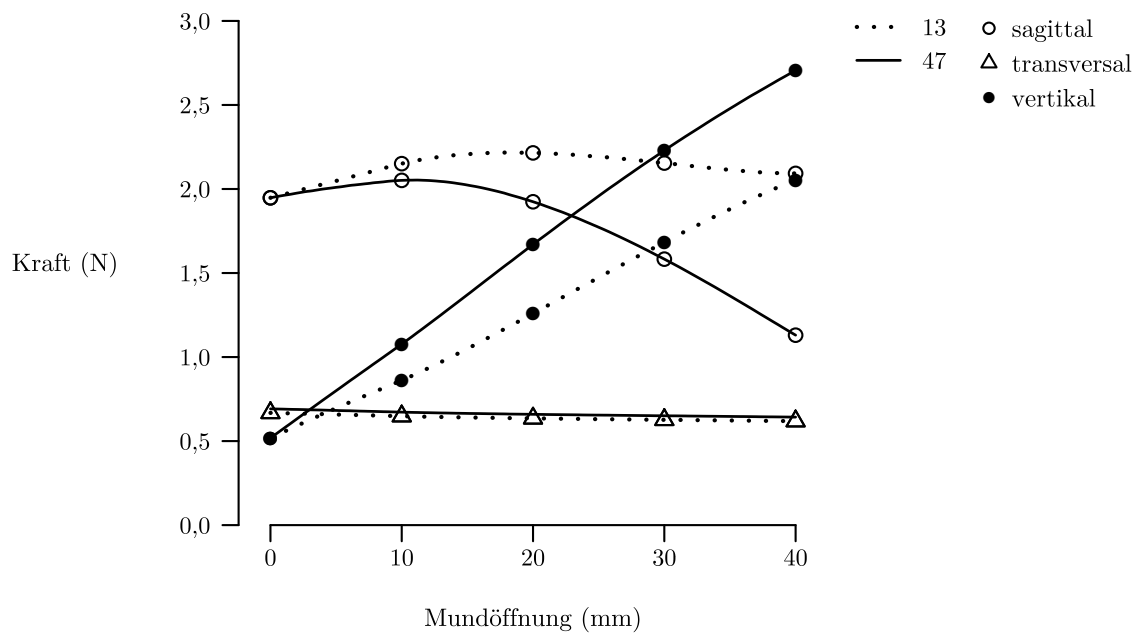


Abbildung 3.54: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 8,0 mm; 1,8 N

Tabelle 3.38: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 8,0 mm; 1,8 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			47 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	2,12	1,95	0,67	0,52	1,95	0,67	0,52
5	2,26	2,05	0,66	0,70	2,01	0,66	0,80
10	2,41	2,15	0,65	0,86	2,05	0,65	1,08
15	2,53	2,21	0,64	1,05	2,02	0,64	1,37
20	2,63	2,21	0,64	1,26	1,92	0,64	1,67
25	2,72	2,19	0,63	1,47	1,77	0,63	1,96
30	2,80	2,15	0,63	1,68	1,58	0,63	2,23
35	2,90	2,11	0,62	1,88	1,36	0,62	2,48
40	3,00	2,09	0,62	2,05	1,13	0,62	2,71
Mittel	2,60	2,12	0,64	1,27	1,76	0,64	1,65
SD	0,29	0,09	0,02	0,54	0,33	0,02	0,76

3.3.2.13 \varnothing 9,5 mm; 1,8 N; Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47

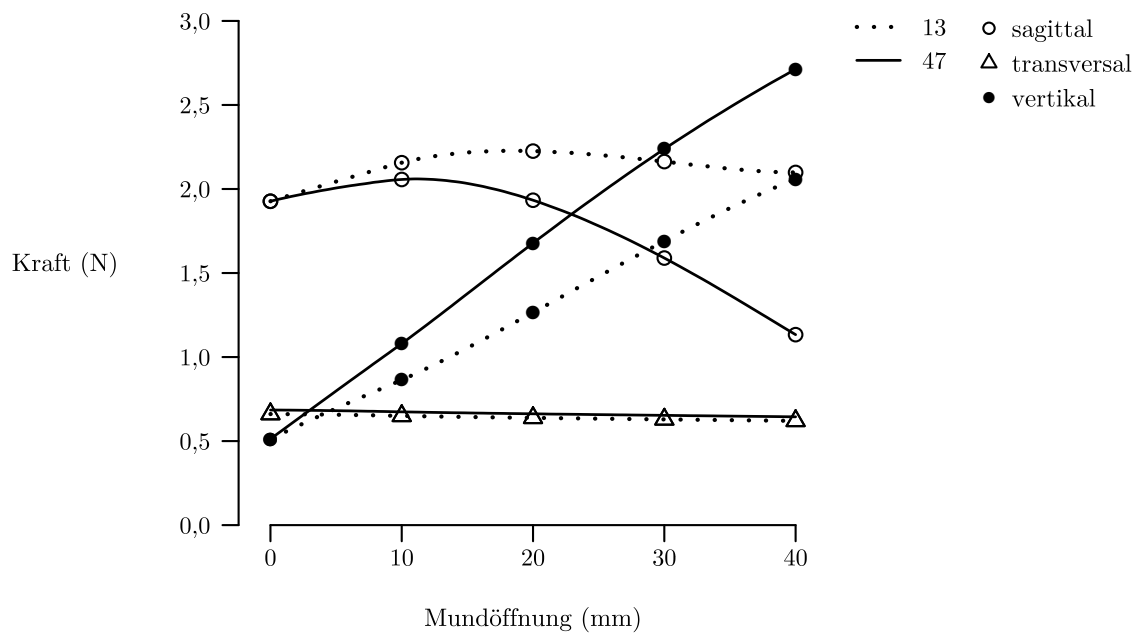


Abbildung 3.55: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 9,5 mm; 1,8 N

Tabelle 3.39: Effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47; \varnothing 9,5 mm; 1,8 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	13 Kraft (N)			47 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	2,10	1,93	0,66	0,51	1,93	0,66	0,51
5	2,26	2,04	0,66	0,69	2,01	0,66	0,80
10	2,41	2,16	0,65	0,86	2,06	0,65	1,08
15	2,54	2,22	0,64	1,05	2,03	0,64	1,38
20	2,64	2,23	0,64	1,27	1,93	0,64	1,68
25	2,73	2,20	0,63	1,48	1,78	0,63	1,97
30	2,82	2,16	0,63	1,69	1,59	0,63	2,24
35	2,91	2,12	0,62	1,89	1,37	0,62	2,49
40	3,00	2,10	0,62	2,06	1,13	0,62	2,71
Mittel	2,60	2,13	0,64	1,28	1,76	0,64	1,65
SD	0,30	0,10	0,01	0,54	0,33	0,01	0,77

3.3.3 Klasse III-Gummizug: Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43

3.3.3.1 Relative Kräfteverteilung; Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43

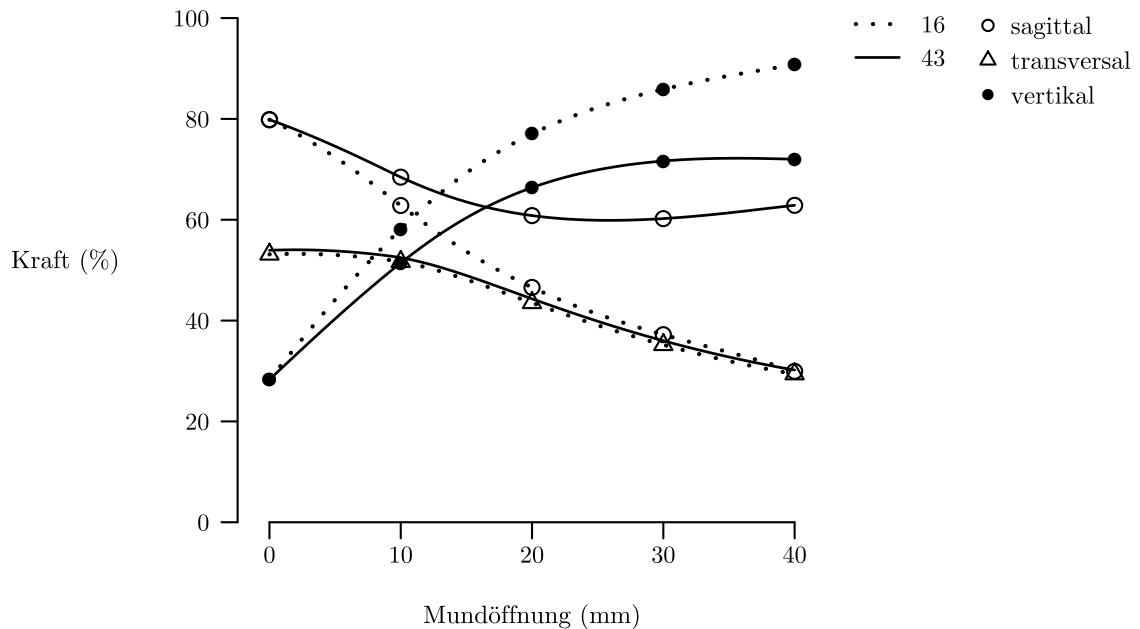


Abbildung 3.56: Relative Kräfteverteilung in Bezug auf die Gesamtkraft des Gummizugs für die Behandlungssituation Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43

Tabelle 3.40: Relative Kräfteverteilung in Bezug auf die Gesamtkraft des Gummizugs für Behandlungssituation Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43 mit Mittelwert und Standardabweichung (SD)

Mund- öffnung (mm)	Dehnungs- länge (mm)	16 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	27,5	0,80	0,53	0,28	0,80	0,53	0,28
5	27,5	0,72	0,53	0,44	0,75	0,53	0,40
10	28,2	0,63	0,52	0,58	0,68	0,52	0,51
15	30,3	0,54	0,48	0,69	0,64	0,48	0,60
20	33,5	0,47	0,44	0,77	0,61	0,44	0,66
25	37,4	0,41	0,39	0,82	0,60	0,39	0,70
30	41,5	0,37	0,35	0,86	0,60	0,35	0,72
35	45,6	0,34	0,32	0,89	0,61	0,32	0,72
40	49,6	0,30	0,29	0,91	0,63	0,29	0,72
Mittel	35,7	0,51	0,43	0,69	0,66	0,43	0,59
SD	8,3	0,18	0,09	0,22	0,07	0,09	0,16

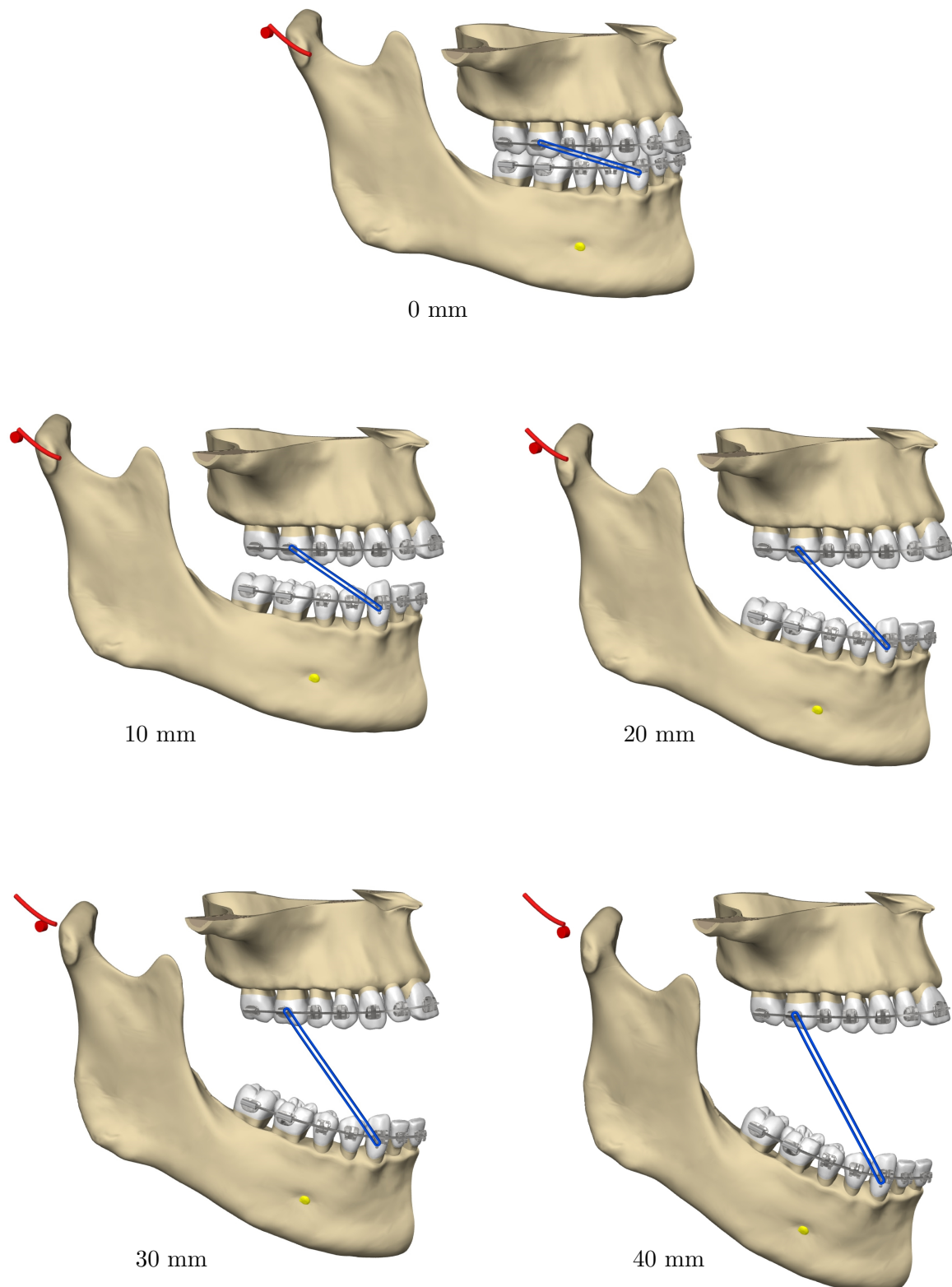


Abbildung 3.57: Klasse III-Gummizug: Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43, Simulation der Mundöffnung von 0 bis 40 mm

3.3.3.2 \varnothing 4,8 mm; 0,7 N; Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43

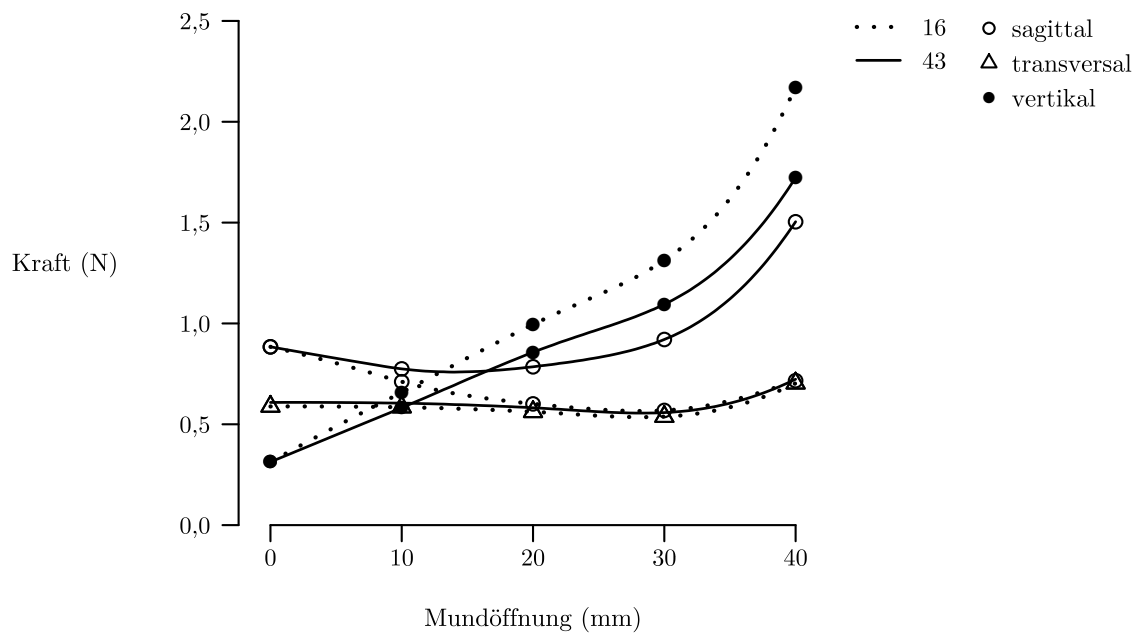
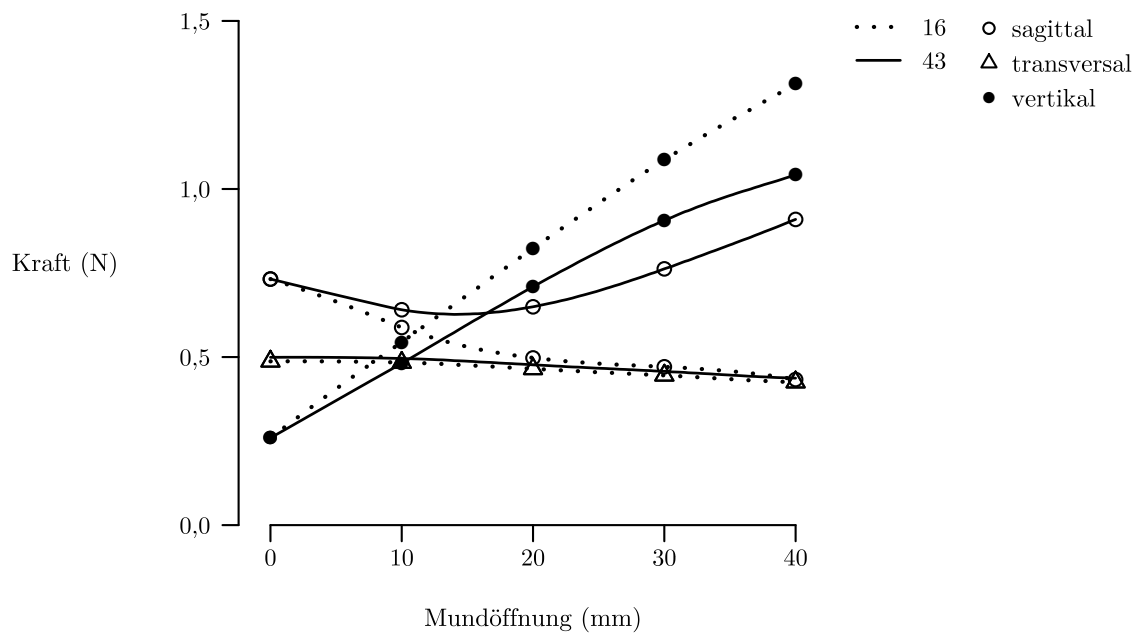


Abbildung 3.58: Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 4,8 mm; 0,7 N

Tabelle 3.41: Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 4,8 mm; 0,7 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	16 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,11	0,88	0,59	0,31	0,88	0,59	0,31
5	1,11	0,80	0,59	0,49	0,83	0,59	0,45
10	1,13	0,71	0,58	0,66	0,77	0,58	0,58
15	1,20	0,64	0,58	0,83	0,76	0,58	0,72
20	1,29	0,60	0,56	0,99	0,79	0,56	0,86
25	1,39	0,57	0,54	1,14	0,83	0,54	0,97
30	1,53	0,57	0,54	1,31	0,92	0,54	1,10
35	1,83	0,62	0,58	1,62	1,12	0,58	1,32
40	2,39	0,72	0,70	2,17	1,50	0,70	1,72
Mittel	1,44	0,68	0,59	1,06	0,93	0,59	0,89
SD	0,43	0,11	0,05	0,58	0,24	0,05	0,44

3.3.3.3 \varnothing 6,4 mm; 0,7 N; Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43**Abbildung 3.59:** Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 6,4 mm; 0,7 N**Tabelle 3.42:** Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 6,4 mm; 0,7 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	16 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	0,92	0,73	0,49	0,26	0,73	0,49	0,26
5	0,92	0,67	0,49	0,41	0,68	0,49	0,37
10	0,94	0,59	0,48	0,54	0,64	0,48	0,48
15	0,99	0,53	0,48	0,68	0,63	0,48	0,60
20	1,07	0,50	0,46	0,82	0,65	0,46	0,71
25	1,16	0,48	0,45	0,96	0,70	0,45	0,81
30	1,27	0,47	0,45	1,09	0,76	0,45	0,91
35	1,36	0,46	0,43	1,20	0,83	0,43	0,98
40	1,45	0,43	0,43	1,31	0,91	0,43	1,04
Mittel	1,12	0,54	0,46	0,81	0,73	0,46	0,68
SD	0,20	0,10	0,02	0,36	0,09	0,02	0,28

3.3.3.4 \varnothing 8,0 mm; 0,7 N; Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43

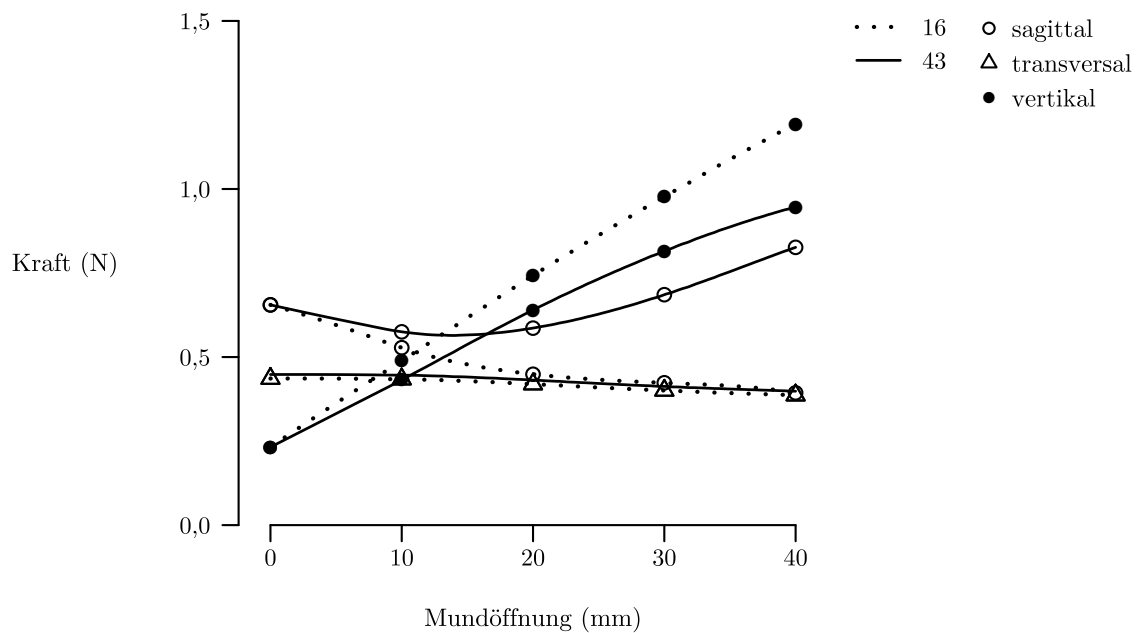


Abbildung 3.60: Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 8,0 mm; 0,7 N

Tabelle 3.43: Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 8,0 mm; 0,7 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	16 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	0,82	0,66	0,44	0,23	0,66	0,44	0,23
5	0,82	0,60	0,44	0,36	0,61	0,44	0,33
10	0,84	0,53	0,43	0,49	0,58	0,43	0,43
15	0,89	0,48	0,43	0,62	0,57	0,43	0,54
20	0,96	0,45	0,42	0,74	0,59	0,42	0,64
25	1,05	0,43	0,41	0,86	0,63	0,41	0,73
30	1,14	0,42	0,40	0,98	0,69	0,40	0,82
35	1,23	0,41	0,39	1,09	0,75	0,39	0,89
40	1,31	0,39	0,39	1,19	0,83	0,39	0,95
Mittel	1,01	0,49	0,42	0,73	0,65	0,42	0,62
SD	0,19	0,09	0,02	0,33	0,09	0,02	0,25

3.3.3.5 \varnothing 9,5 mm; 0,7 N; Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43

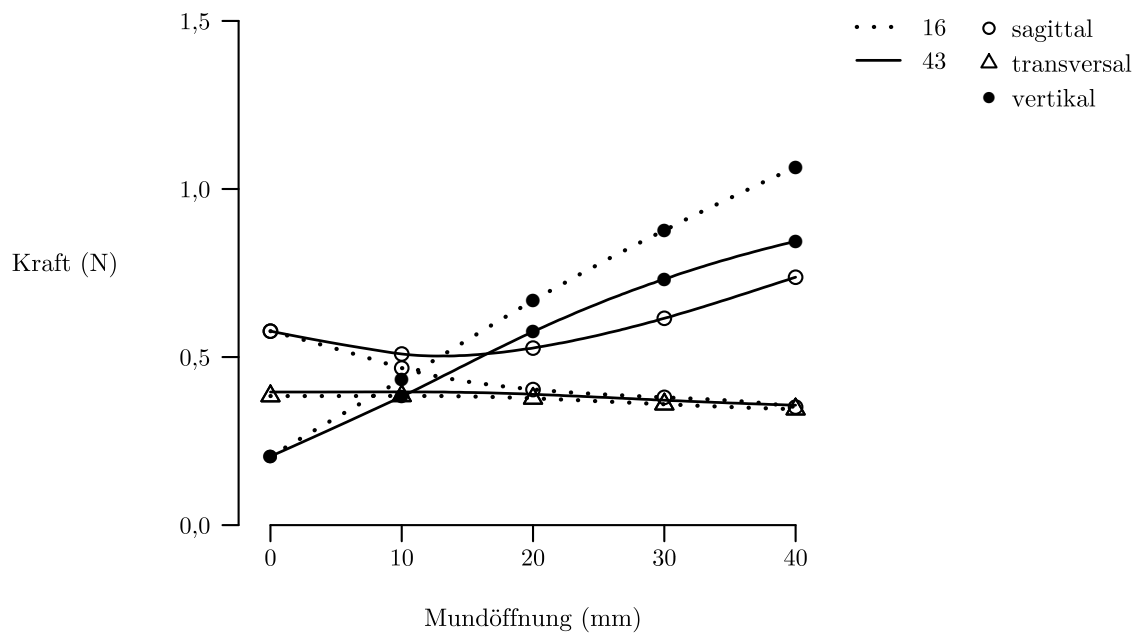


Abbildung 3.61: Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 9,5 mm; 0,7 N

Tabelle 3.44: Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 9,5 mm; 0,7 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	16 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	0,72	0,58	0,38	0,20	0,58	0,38	0,20
5	0,72	0,52	0,38	0,32	0,54	0,38	0,29
10	0,74	0,47	0,38	0,43	0,51	0,38	0,38
15	0,79	0,43	0,38	0,55	0,51	0,38	0,48
20	0,87	0,40	0,38	0,67	0,53	0,38	0,57
25	0,94	0,39	0,37	0,78	0,57	0,37	0,66
30	1,02	0,38	0,36	0,88	0,62	0,36	0,73
35	1,10	0,37	0,35	0,97	0,67	0,35	0,79
40	1,17	0,35	0,34	1,06	0,74	0,34	0,84
Mittel	0,90	0,43	0,37	0,65	0,58	0,37	0,55
SD	0,17	0,08	0,02	0,30	0,08	0,02	0,23

3.3.3.6 \varnothing 4,8 mm; 1,3 N; Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43

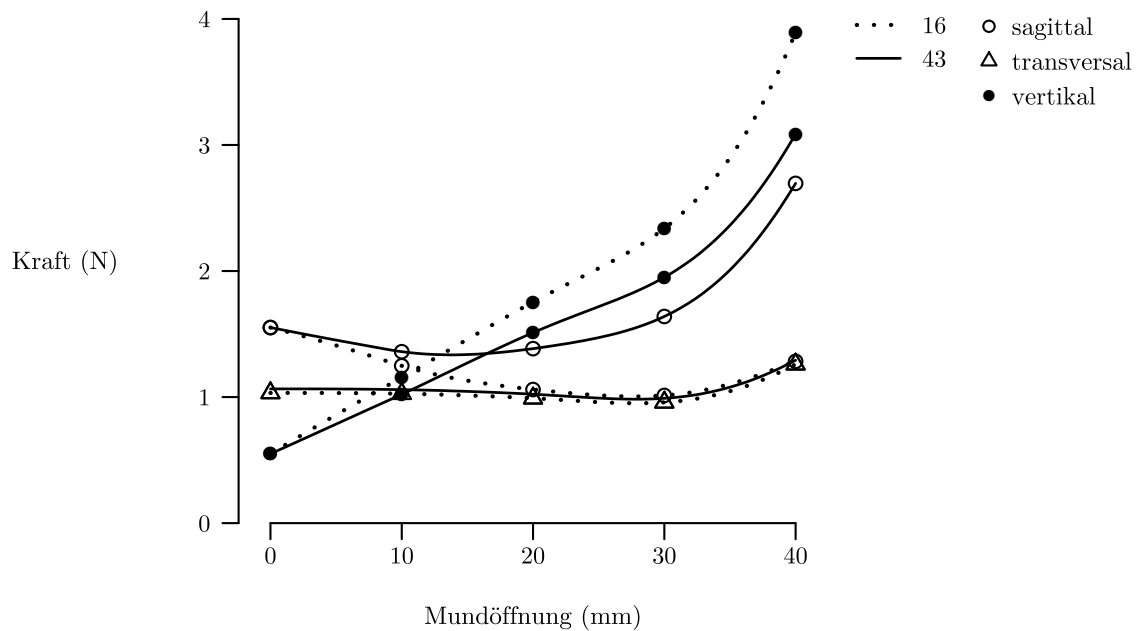


Abbildung 3.62: Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 4,8 mm; 1,3 N

Tabelle 3.45: Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 4,8 mm; 1,3 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	16 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,94	1,55	1,03	0,55	1,55	1,03	0,55
5	1,95	1,41	1,03	0,86	1,45	1,03	0,79
10	1,99	1,25	1,03	1,16	1,36	1,03	1,02
15	2,10	1,13	1,01	1,46	1,34	1,01	1,27
20	2,28	1,06	0,99	1,75	1,38	0,99	1,51
25	2,46	1,01	0,96	2,02	1,47	0,96	1,72
30	2,72	1,01	0,96	2,34	1,64	0,96	1,95
35	3,27	1,10	1,05	2,90	2,01	1,05	2,36
40	4,29	1,28	1,26	3,89	2,70	1,26	3,09
Mittel	2,56	1,20	1,04	1,88	1,66	1,04	1,58
SD	0,78	0,19	0,09	1,05	0,44	0,09	0,80

3.3.3.7 \varnothing 6,4 mm; 1,3 N; Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43

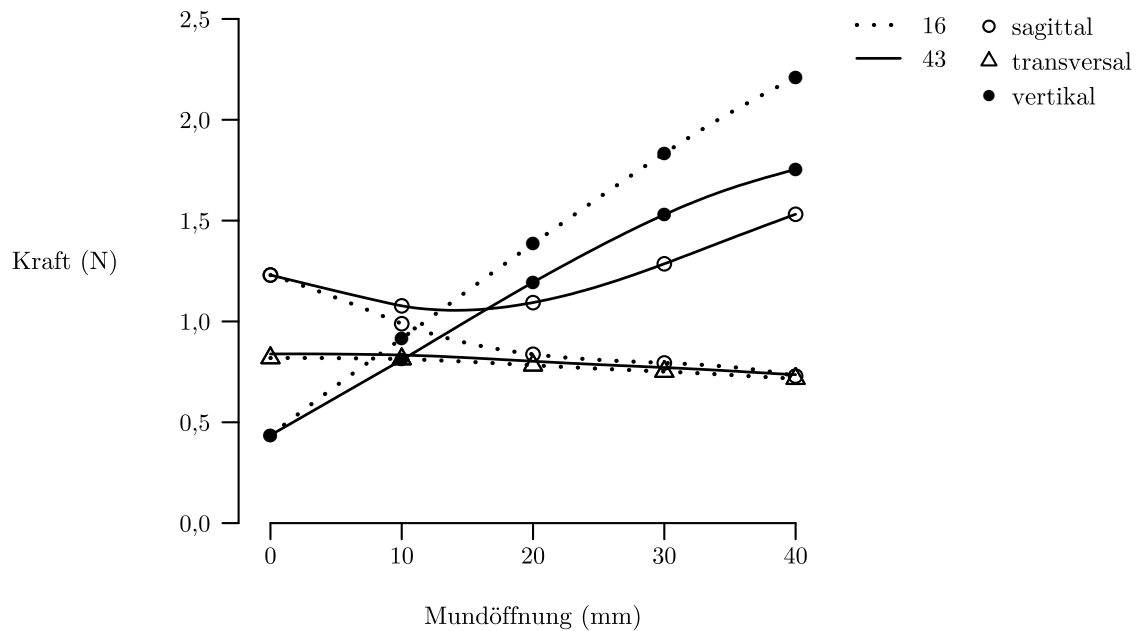


Abbildung 3.63: Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 6,4 mm; 1,3 N

Tabelle 3.46: Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 6,4 mm; 1,3 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	16 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,54	1,23	0,82	0,44	1,23	0,82	0,44
5	1,54	1,12	0,82	0,68	1,15	0,82	0,62
10	1,57	0,99	0,81	0,92	1,08	0,81	0,81
15	1,66	0,89	0,80	1,15	1,06	0,80	1,00
20	1,80	0,84	0,78	1,39	1,09	0,78	1,19
25	1,96	0,81	0,77	1,61	1,17	0,77	1,37
30	2,13	0,79	0,75	1,83	1,29	0,75	1,53
35	2,30	0,77	0,73	2,03	1,41	0,73	1,66
40	2,44	0,73	0,72	2,21	1,53	0,72	1,75
Mittel	1,88	0,91	0,78	1,36	1,22	0,78	1,15
SD	0,34	0,17	0,04	0,61	0,16	0,04	0,47

3.3.3.8 \varnothing 8,0 mm; 1,3 N; Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43

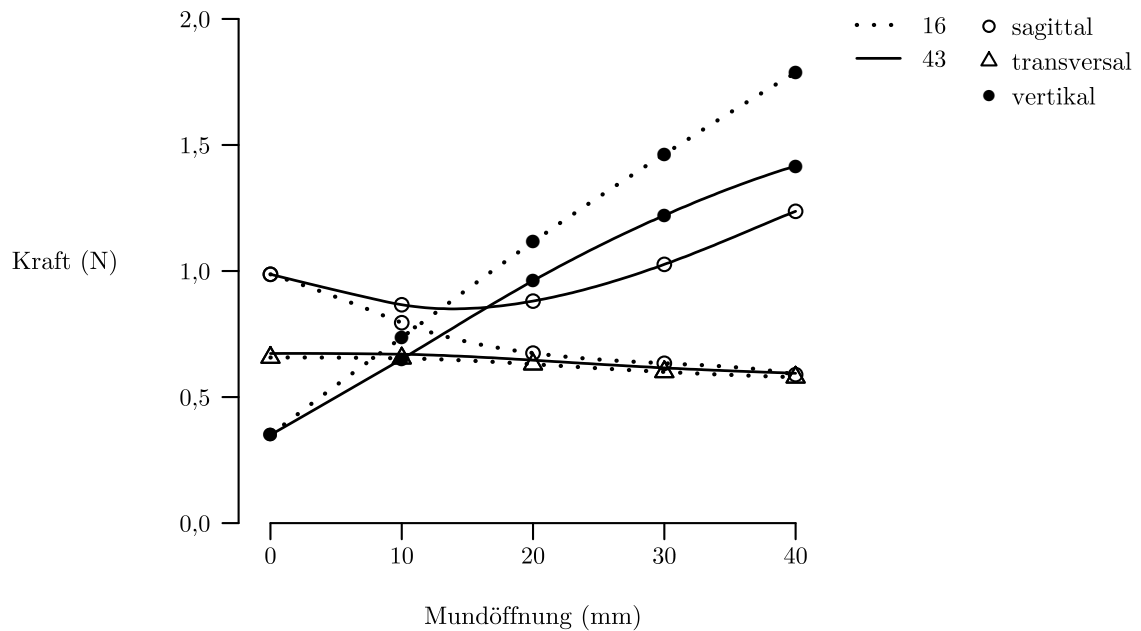


Abbildung 3.64: Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 8,0 mm; 1,3 N

Tabelle 3.47: Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 8,0 mm; 1,3 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	16 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,24	0,99	0,66	0,35	0,99	0,66	0,35
5	1,24	0,90	0,66	0,55	0,92	0,66	0,50
10	1,27	0,80	0,65	0,74	0,87	0,65	0,65
15	1,34	0,72	0,64	0,93	0,85	0,64	0,81
20	1,45	0,67	0,63	1,12	0,88	0,63	0,96
25	1,57	0,65	0,61	1,29	0,94	0,61	1,10
30	1,70	0,63	0,60	1,46	1,03	0,60	1,22
35	1,84	0,62	0,59	1,63	1,13	0,59	1,33
40	1,97	0,59	0,58	1,79	1,24	0,58	1,42
Mittel	1,51	0,73	0,62	1,09	0,98	0,62	0,93
SD	0,27	0,14	0,03	0,49	0,13	0,03	0,37

3.3.3.9 ø 9,5 mm; 1,3 N; Zahn 16 ↔ Zahn 43

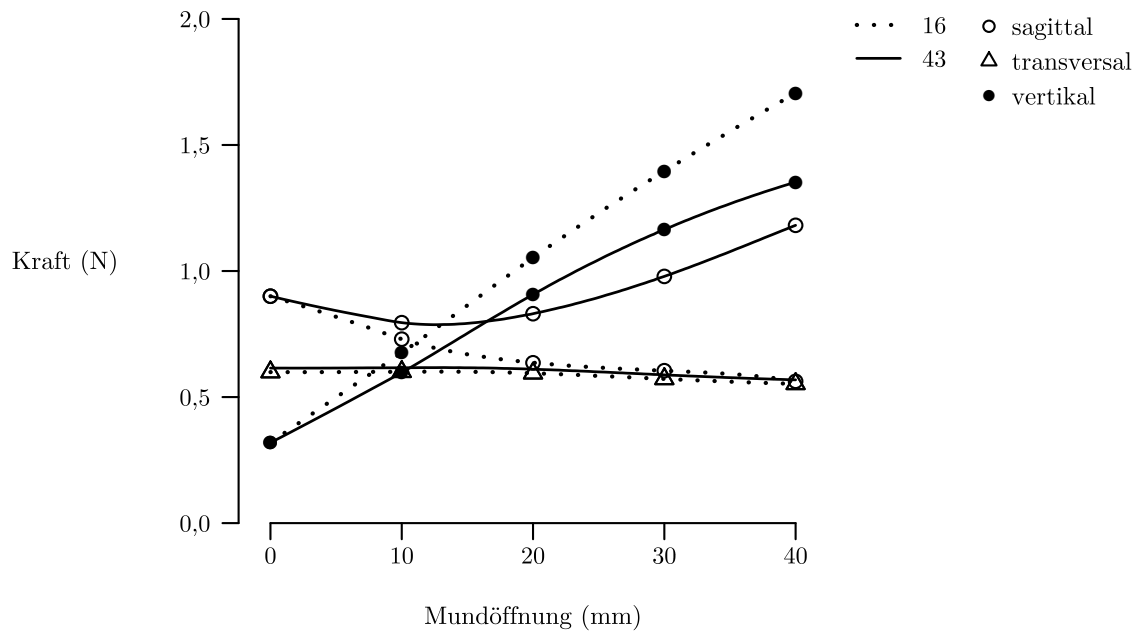


Abbildung 3.65: Effektive Kräfte für Zahn 16 ↔ Zahn 43; ø 9,5 mm; 1,3 N

Tabelle 3.48: Effektive Kräfte für Zahn 16 ↔ Zahn 43; ø 9,5 mm; 1,3 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	16 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,13	0,90	0,60	0,32	0,90	0,60	0,32
5	1,13	0,82	0,60	0,50	0,84	0,60	0,46
10	1,16	0,73	0,60	0,68	0,80	0,60	0,60
15	1,25	0,67	0,60	0,86	0,79	0,60	0,75
20	1,37	0,64	0,59	1,05	0,83	0,59	0,91
25	1,49	0,62	0,58	1,23	0,90	0,58	1,04
30	1,63	0,60	0,57	1,40	0,98	0,57	1,16
35	1,75	0,59	0,56	1,55	1,08	0,56	1,27
40	1,88	0,56	0,55	1,71	1,18	0,55	1,35
Mittel	1,42	0,68	0,58	1,03	0,92	0,58	0,87
SD	0,28	0,11	0,02	0,48	0,13	0,02	0,37

3.3.3.10 \varnothing 4,8 mm; 1,8 N; Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43

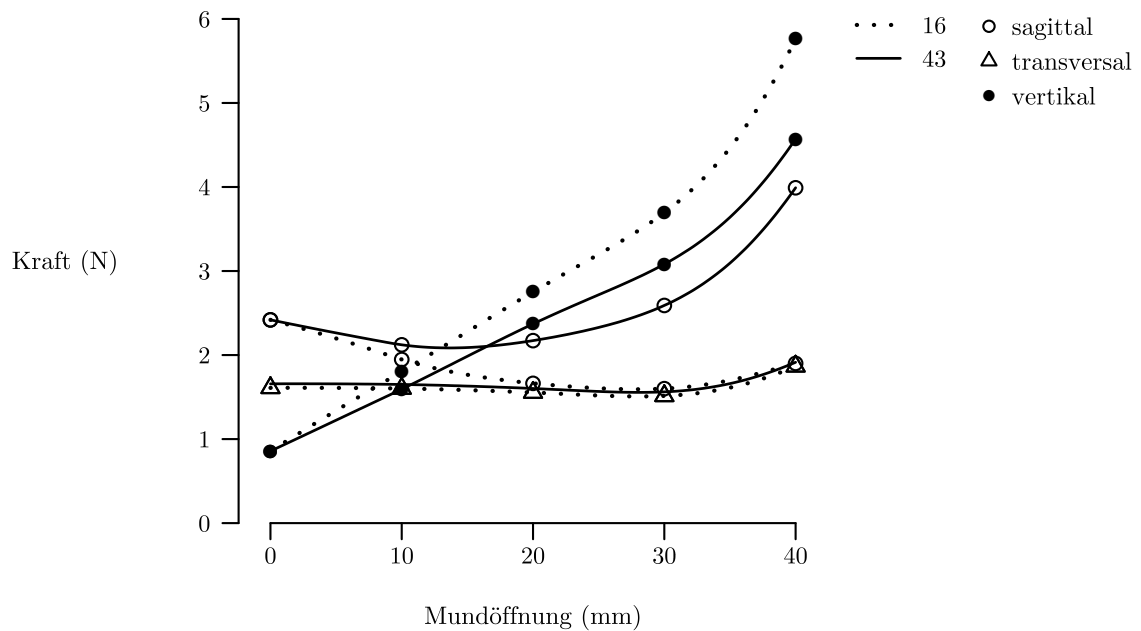
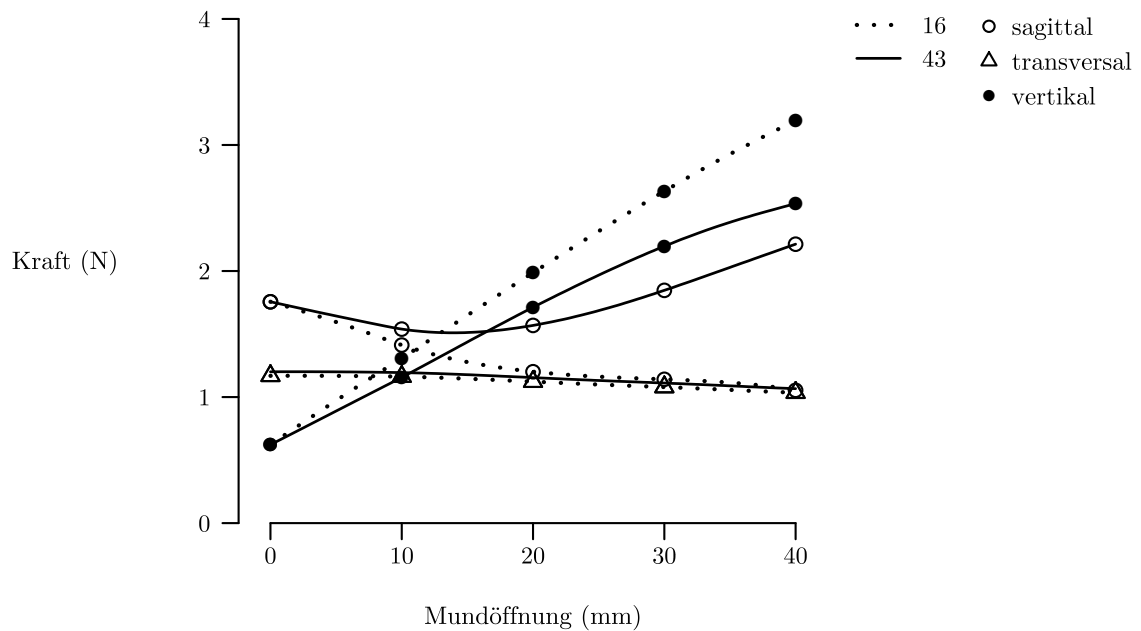


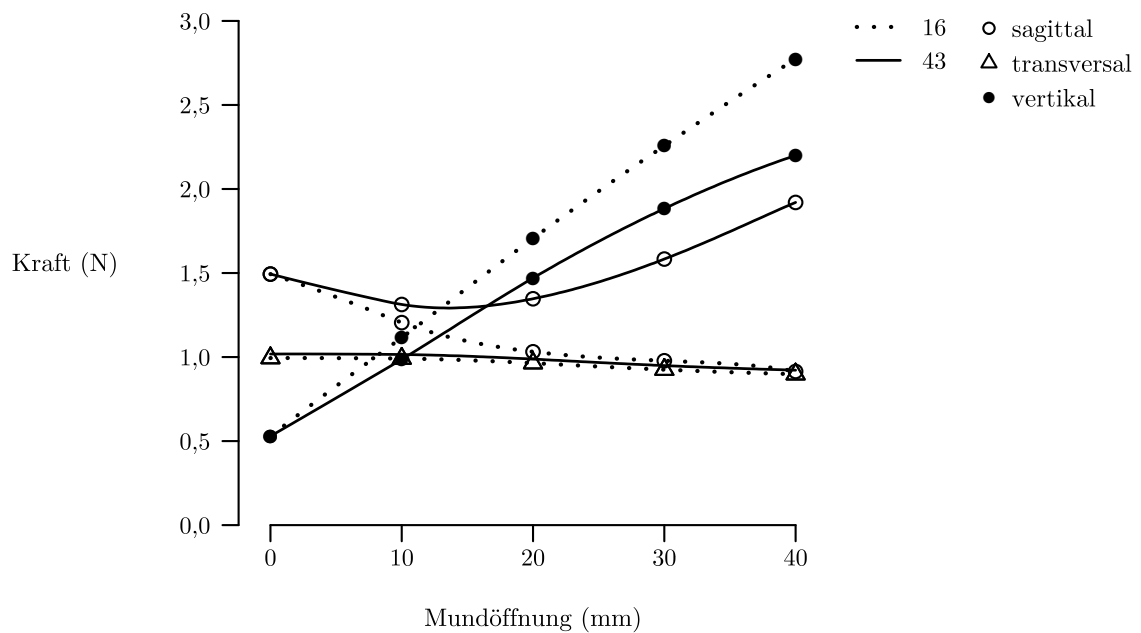
Abbildung 3.66: Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 4,8 mm; 1,8 N

Tabelle 3.49: Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 4,8 mm; 1,8 N

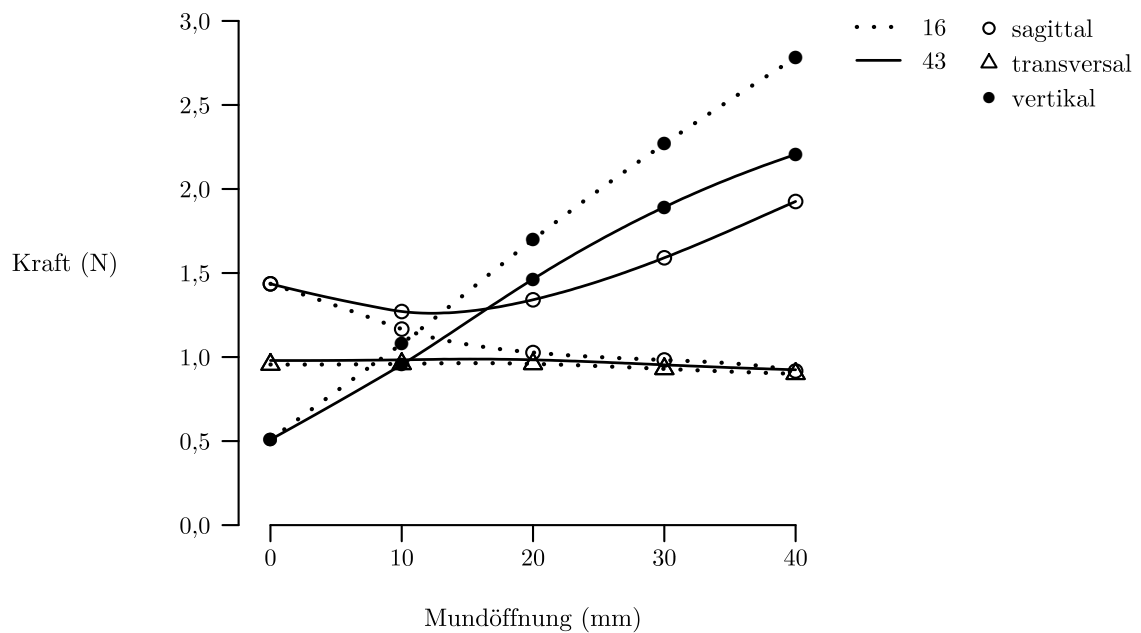
Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	16 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	3,03	2,42	1,61	0,86	2,42	1,61	0,86
5	3,04	2,20	1,61	1,34	2,26	1,61	1,22
10	3,10	1,95	1,60	1,80	2,12	1,60	1,59
15	3,29	1,77	1,58	2,28	2,09	1,58	1,99
20	3,57	1,66	1,55	2,75	2,17	1,55	2,37
25	3,89	1,61	1,52	3,20	2,33	1,52	2,72
30	4,30	1,60	1,51	3,69	2,59	1,51	3,08
35	5,04	1,70	1,61	4,46	3,09	1,61	3,64
40	6,35	1,90	1,87	5,76	3,99	1,87	4,57
Mittel	3,96	1,87	1,61	2,91	2,56	1,61	2,45
SD	1,12	0,28	0,10	1,56	0,62	0,10	1,19

3.3.3.11 \varnothing 6,4 mm; 1,8 N; Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43**Abbildung 3.67:** Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 6,4 mm; 1,8 N**Tabelle 3.50:** Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 6,4 mm; 1,8 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	16 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	2,20	1,76	1,17	0,62	1,76	1,17	0,62
5	2,20	1,60	1,17	0,97	1,64	1,17	0,89
10	2,25	1,41	1,16	1,31	1,54	1,16	1,16
15	2,38	1,28	1,15	1,65	1,51	1,15	1,44
20	2,58	1,20	1,12	1,99	1,57	1,12	1,71
25	2,81	1,16	1,10	2,32	1,69	1,10	1,97
30	3,07	1,14	1,08	2,63	1,85	1,08	2,20
35	3,31	1,11	1,06	2,93	2,03	1,06	2,39
40	3,52	1,05	1,03	3,20	2,21	1,03	2,53
Mittel	2,70	1,30	1,12	1,96	1,75	1,12	1,66
SD	0,50	0,24	0,05	0,89	0,24	0,05	0,68

3.3.3.12 \varnothing 8,0 mm; 1,8 N; Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43**Abbildung 3.68:** Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 8,0 mm; 1,8 N**Tabelle 3.51:** Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 8,0 mm; 1,8 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	16 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,87	1,49	0,99	0,53	1,49	0,99	0,53
5	1,87	1,36	0,99	0,83	1,40	0,99	0,76
10	1,92	1,21	0,99	1,12	1,31	0,99	0,99
15	2,04	1,09	0,98	1,41	1,30	0,98	1,23
20	2,21	1,03	0,96	1,71	1,35	0,96	1,47
25	2,41	1,00	0,94	1,99	1,45	0,94	1,69
30	2,63	0,98	0,93	2,26	1,58	0,93	1,88
35	2,85	0,96	0,91	2,52	1,75	0,91	2,05
40	3,05	0,91	0,90	2,77	1,92	0,90	2,20
Mittel	2,32	1,11	0,96	1,68	1,50	0,96	1,42
SD	0,44	0,20	0,04	0,77	0,21	0,04	0,59

3.3.3.13 \varnothing 9,5 mm; 1,8 N; Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43**Abbildung 3.69:** Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 9,5 mm; 1,8 N**Tabelle 3.52:** Effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 9,5 mm; 1,8 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	16 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,80	1,44	0,96	0,51	1,44	0,96	0,51
5	1,80	1,31	0,96	0,80	1,34	0,96	0,73
10	1,86	1,17	0,96	1,08	1,27	0,96	0,96
15	2,00	1,08	0,96	1,39	1,27	0,96	1,21
20	2,20	1,03	0,96	1,70	1,34	0,96	1,46
25	2,42	1,00	0,95	1,99	1,45	0,95	1,69
30	2,64	0,98	0,93	2,27	1,59	0,93	1,89
35	2,86	0,96	0,91	2,53	1,75	0,91	2,06
40	3,06	0,92	0,90	2,78	1,93	0,90	2,21
Mittel	2,29	1,10	0,94	1,67	1,49	0,94	1,41
SD	0,48	0,17	0,02	0,79	0,23	0,02	0,60

3.3.4 Klasse III-Gummizug: Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43

3.3.4.1 Relative Kräfteverteilung; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43

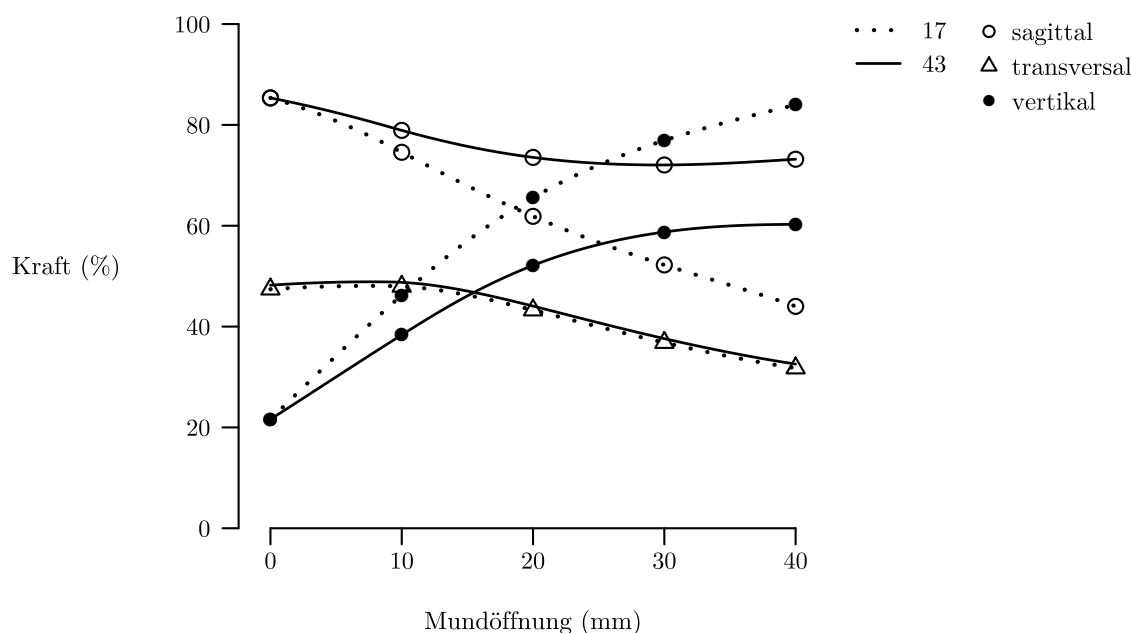


Abbildung 3.70: Relative Kräfteverteilung in Bezug auf die Gesamtkraft des Gummizugs für die Behandlungssituation Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43

Tabelle 3.53: Relative Kräfteverteilung in Bezug auf die Gesamtkraft des Gummizugs für Behandlungssituation Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43 mit Mittelwert und Standardabweichung (SD)

Mund- öffnung (mm)	Dehnungs- länge (mm)	17 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	36,0	0,85	0,47	0,22	0,85	0,47	0,22
5	35,5	0,81	0,48	0,34	0,82	0,48	0,30
10	35,5	0,75	0,48	0,46	0,79	0,48	0,38
15	36,9	0,68	0,46	0,57	0,76	0,46	0,46
20	39,4	0,62	0,43	0,66	0,74	0,43	0,52
25	42,7	0,57	0,40	0,72	0,72	0,40	0,56
30	46,3	0,52	0,37	0,77	0,72	0,37	0,59
35	50,1	0,48	0,34	0,81	0,72	0,34	0,60
40	53,7	0,44	0,32	0,84	0,73	0,32	0,60
Mittel	41,8	0,64	0,42	0,60	0,76	0,42	0,47
SD	6,8	0,15	0,06	0,22	0,05	0,06	0,14

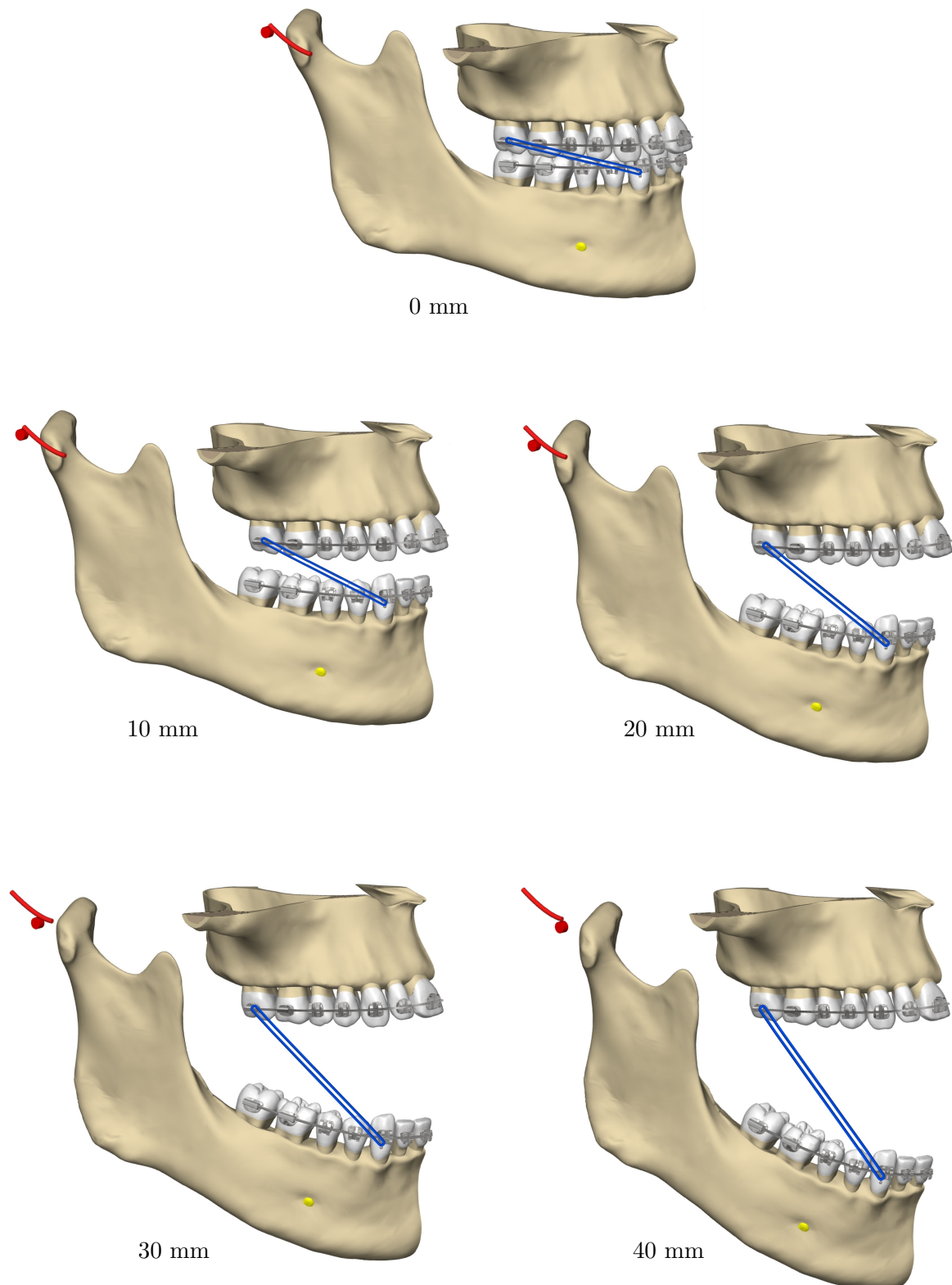
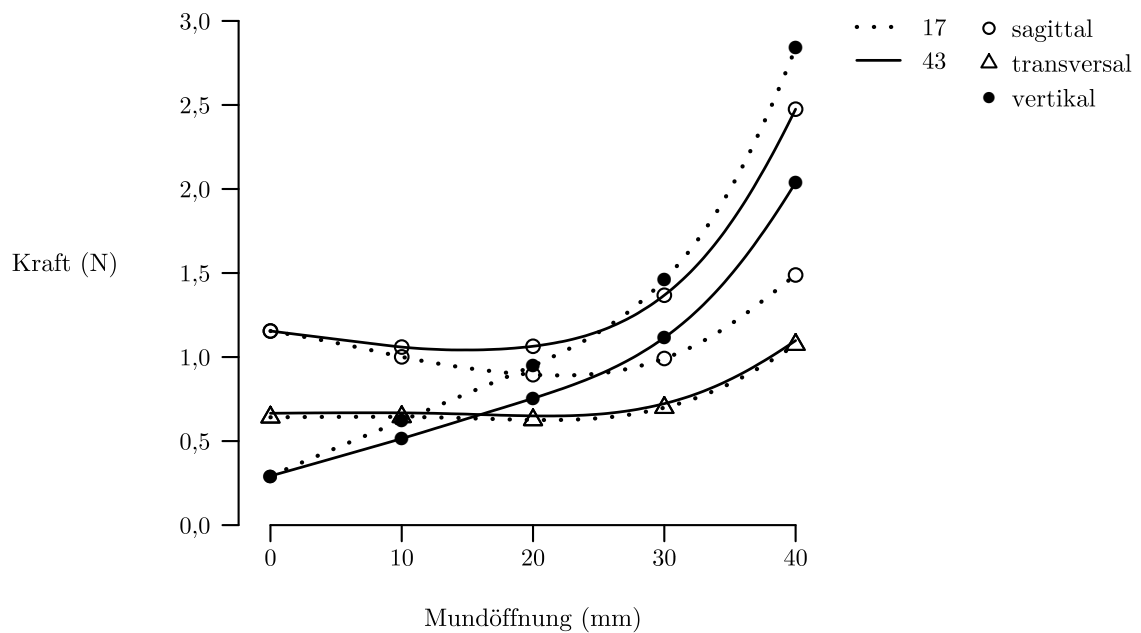


Abbildung 3.71: Klasse III-Gummizug: Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43, Simulation der Mundöffnung von 0 bis 40 mm

3.3.4.2 \varnothing 4,8 mm; 0,7 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43**Abbildung 3.72:** Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 4,8 mm; 0,7 N**Tabelle 3.54:** Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 4,8 mm; 0,7 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	17 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,35	1,16	0,64	0,29	1,16	0,64	0,29
5	1,34	1,08	0,64	0,46	1,11	0,64	0,40
10	1,34	1,00	0,64	0,62	1,06	0,64	0,51
15	1,38	0,93	0,64	0,78	1,04	0,64	0,63
20	1,45	0,90	0,63	0,95	1,06	0,63	0,75
25	1,59	0,90	0,64	1,15	1,15	0,64	0,90
30	1,90	0,99	0,70	1,46	1,37	0,70	1,12
35	2,47	1,19	0,84	2,00	1,79	0,84	1,48
40	3,38	1,49	1,07	2,84	2,48	1,07	2,04
Mittel	1,80	1,07	0,72	1,17	1,36	0,72	0,90
SD	0,70	0,19	0,15	0,82	0,48	0,15	0,56

3.3.4.3 \varnothing 6,4 mm; 0,7 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43

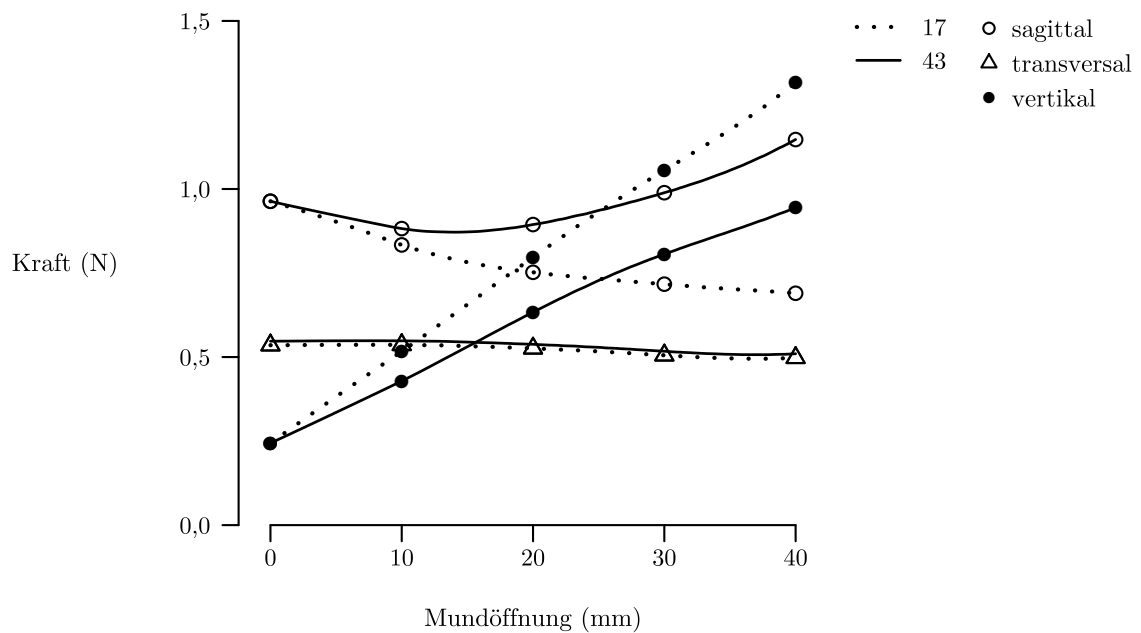


Abbildung 3.73: Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 6,4 mm; 0,7 N

Tabelle 3.55: Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 6,4 mm; 0,7 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	17 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,13	0,96	0,54	0,24	0,96	0,54	0,24
5	1,12	0,90	0,54	0,38	0,92	0,54	0,34
10	1,12	0,83	0,54	0,52	0,88	0,54	0,43
15	1,15	0,78	0,53	0,66	0,87	0,53	0,53
20	1,22	0,75	0,53	0,80	0,89	0,53	0,63
25	1,29	0,73	0,52	0,93	0,94	0,52	0,73
30	1,37	0,72	0,51	1,06	0,99	0,51	0,81
35	1,46	0,70	0,50	1,18	1,06	0,50	0,87
40	1,57	0,69	0,50	1,32	1,15	0,50	0,94
Mittel	1,27	0,79	0,52	0,79	0,96	0,52	0,61
SD	0,17	0,10	0,02	0,37	0,09	0,02	0,25

3.3.4.4 \varnothing 8,0 mm; 0,7 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43

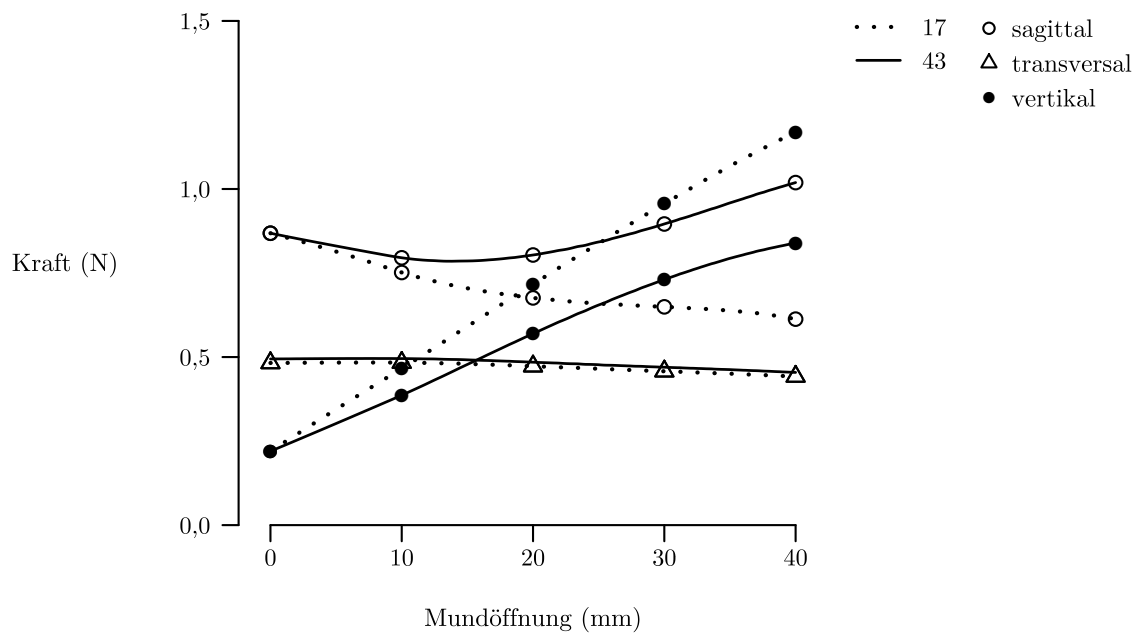


Abbildung 3.74: Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 8,0 mm; 0,7 N

Tabelle 3.56: Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 8,0 mm; 0,7 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	17 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,02	0,87	0,48	0,22	0,87	0,48	0,22
5	1,01	0,81	0,48	0,34	0,83	0,48	0,30
10	1,01	0,75	0,48	0,47	0,80	0,48	0,39
15	1,04	0,70	0,48	0,59	0,79	0,48	0,48
20	1,09	0,68	0,47	0,72	0,80	0,47	0,57
25	1,16	0,66	0,47	0,84	0,84	0,47	0,65
30	1,24	0,65	0,46	0,96	0,90	0,46	0,73
35	1,32	0,64	0,45	1,07	0,96	0,45	0,79
40	1,39	0,61	0,44	1,17	1,02	0,44	0,84
Mittel	1,14	0,71	0,47	0,71	0,87	0,47	0,55
SD	0,15	0,09	0,02	0,33	0,08	0,02	0,22

3.3.4.5 \varnothing 9,5 mm; 0,7 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43

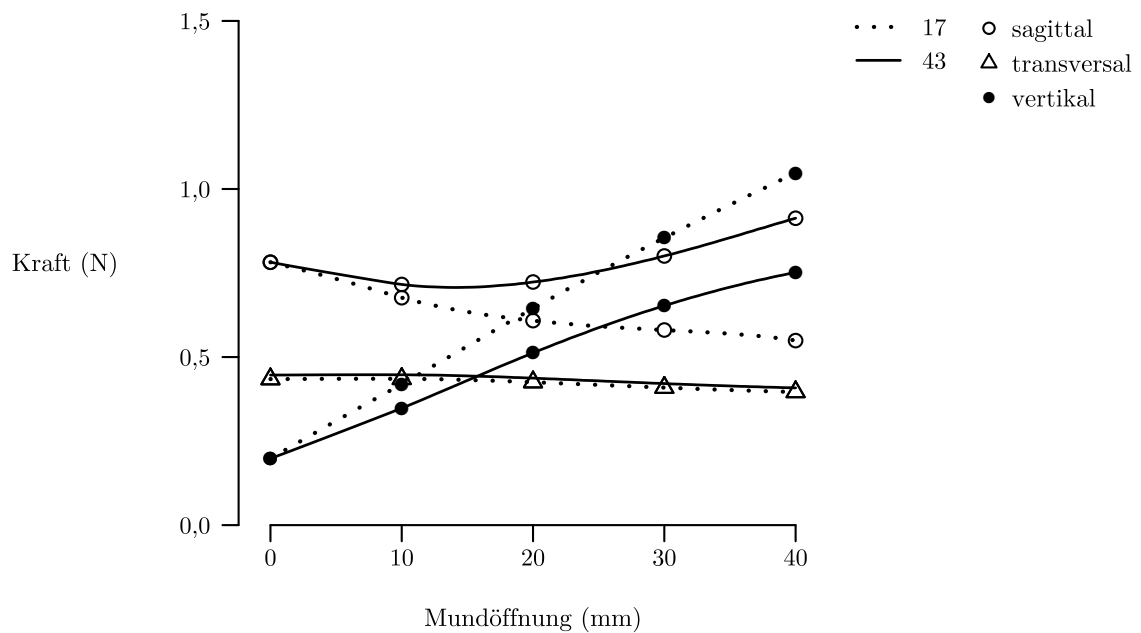
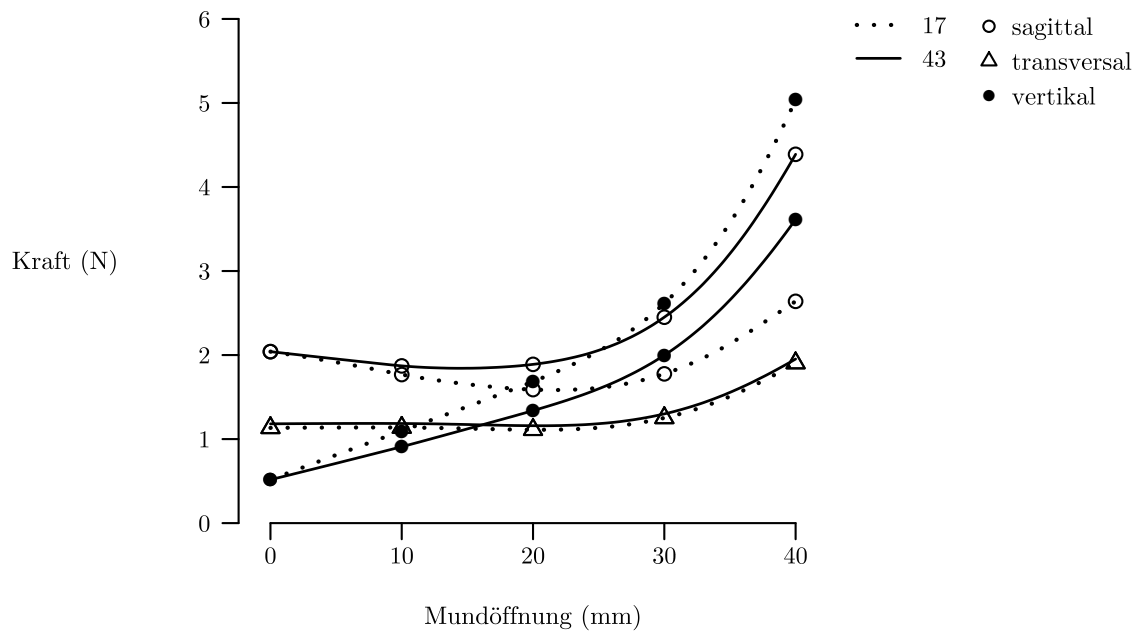


Abbildung 3.75: Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 9,5 mm; 0,7 N

Tabelle 3.57: Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 9,5 mm; 0,7 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	17 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	0,92	0,78	0,43	0,20	0,78	0,43	0,20
5	0,91	0,73	0,44	0,31	0,75	0,44	0,27
10	0,91	0,68	0,44	0,42	0,72	0,44	0,35
15	0,93	0,63	0,43	0,53	0,71	0,43	0,43
20	0,98	0,61	0,43	0,64	0,72	0,43	0,51
25	1,04	0,59	0,42	0,75	0,76	0,42	0,59
30	1,11	0,58	0,41	0,85	0,80	0,41	0,65
35	1,18	0,57	0,40	0,95	0,86	0,40	0,71
40	1,25	0,55	0,40	1,05	0,91	0,40	0,75
Mittel	1,03	0,64	0,42	0,63	0,78	0,42	0,50
SD	0,13	0,08	0,02	0,29	0,07	0,02	0,20

3.3.4.6 \varnothing 4,8 mm; 1,3 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43**Abbildung 3.76:** Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 4,8 mm; 1,3 N**Tabelle 3.58:** Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 4,8 mm; 1,3 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	17 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	2,39	2,04	1,13	0,52	2,04	1,13	0,52
5	2,37	1,91	1,14	0,81	1,95	1,14	0,71
10	2,37	1,77	1,14	1,10	1,87	1,14	0,91
15	2,43	1,65	1,13	1,39	1,84	1,13	1,12
20	2,57	1,59	1,11	1,68	1,89	1,11	1,34
25	2,84	1,61	1,14	2,05	2,06	1,14	1,60
30	3,40	1,78	1,25	2,62	2,45	1,25	2,00
35	4,43	2,14	1,51	3,57	3,21	1,51	2,66
40	6,00	2,64	1,90	5,04	4,39	1,90	3,61
Mittel	3,20	1,90	1,27	2,09	2,41	1,27	1,61
SD	1,25	0,33	0,27	1,45	0,86	0,27	1,00

3.3.4.7 \varnothing 6,4 mm; 1,3 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43

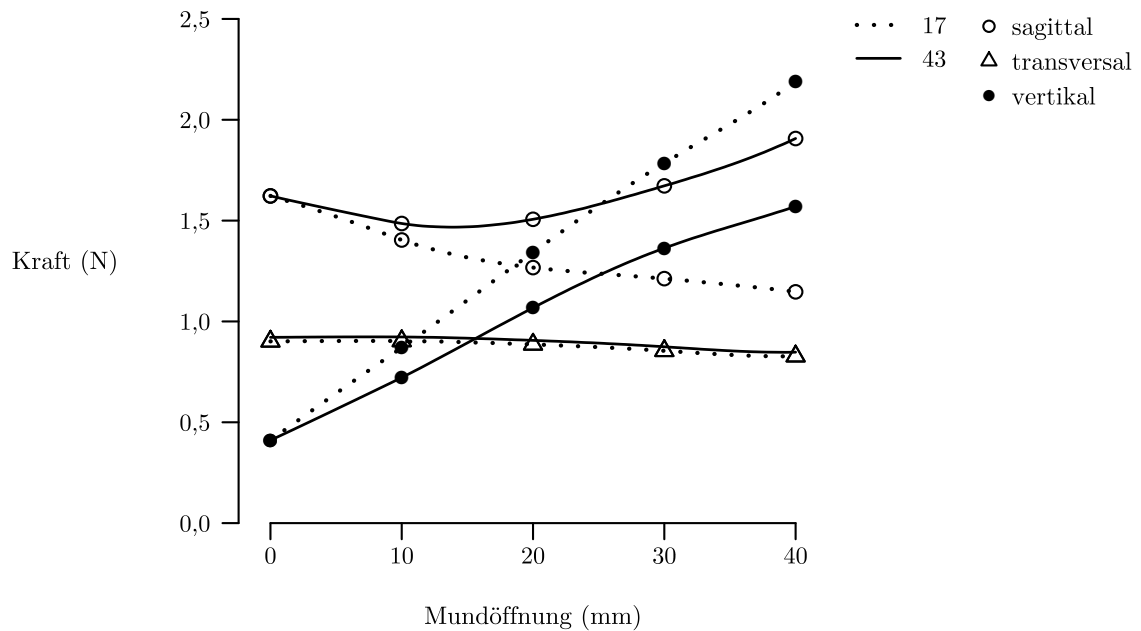
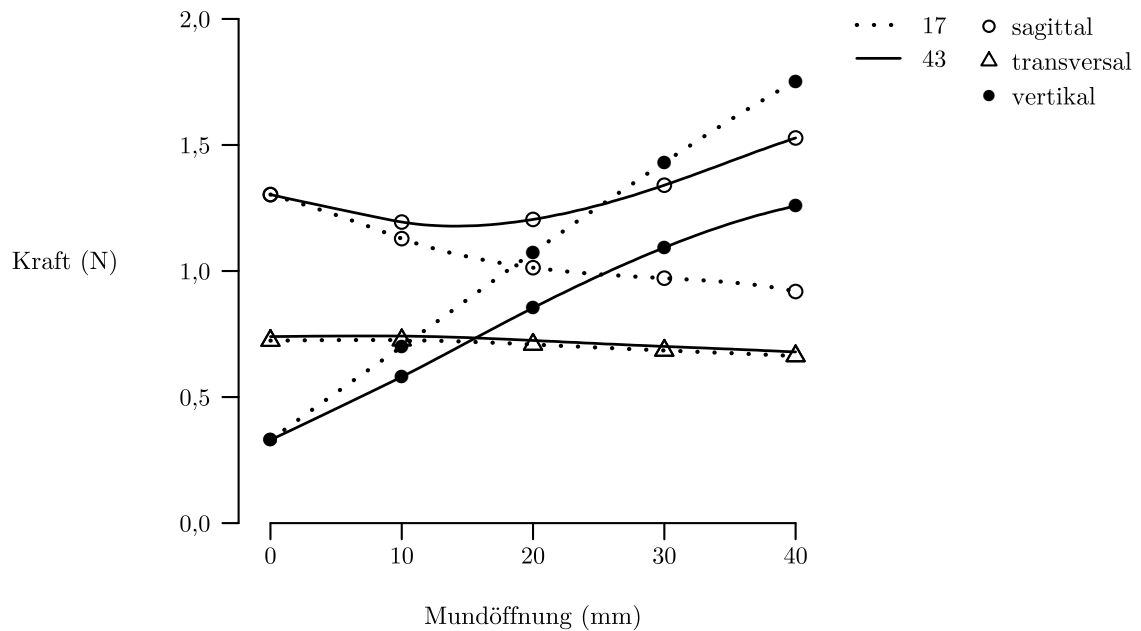


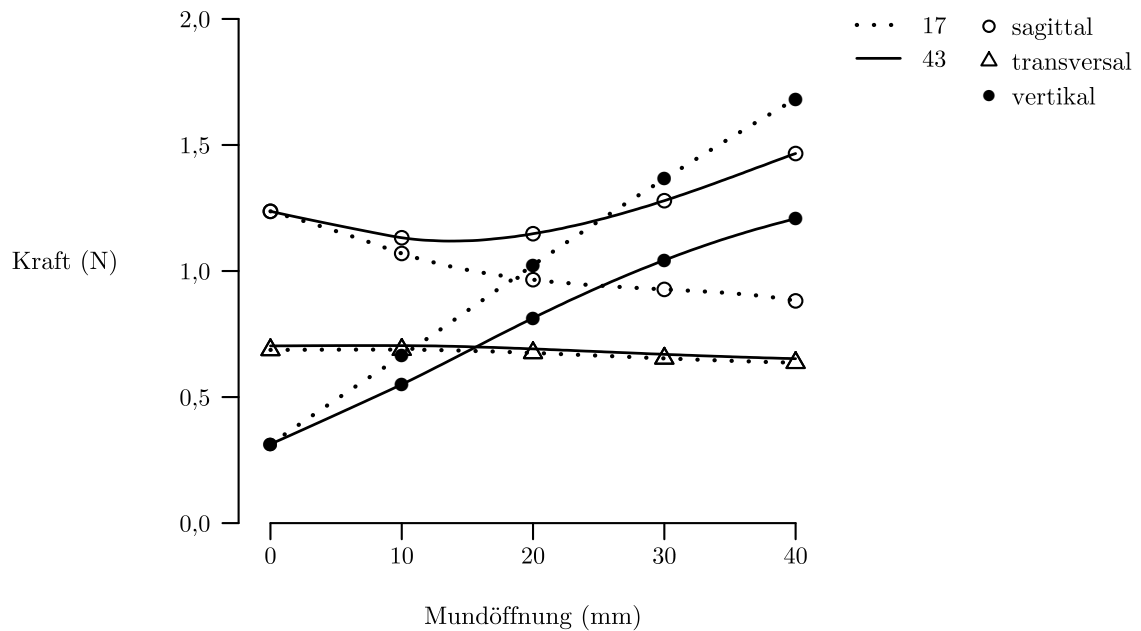
Abbildung 3.77: Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 6,4 mm; 1,3 N

Tabelle 3.59: Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 6,4 mm; 1,3 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	17 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,90	1,62	0,90	0,41	1,62	0,90	0,41
5	1,88	1,52	0,90	0,64	1,55	0,90	0,56
10	1,88	1,40	0,90	0,87	1,49	0,90	0,72
15	1,94	1,32	0,90	1,11	1,47	0,90	0,89
20	2,05	1,27	0,89	1,34	1,51	0,89	1,07
25	2,18	1,24	0,87	1,57	1,58	0,87	1,23
30	2,32	1,21	0,85	1,79	1,67	0,85	1,36
35	2,45	1,18	0,83	1,98	1,78	0,83	1,47
40	2,61	1,15	0,83	2,19	1,91	0,83	1,57
Mittel	2,13	1,32	0,88	1,32	1,62	0,88	1,03
SD	0,27	0,16	0,03	0,61	0,15	0,03	0,41

3.3.4.8 \varnothing 8,0 mm; 1,3 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43**Abbildung 3.78:** Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 8,0 mm; 1,3 N**Tabelle 3.60:** Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 8,0 mm; 1,3 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	17 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,53	1,30	0,72	0,33	1,30	0,72	0,33
5	1,51	1,22	0,73	0,52	1,25	0,73	0,45
10	1,51	1,13	0,73	0,70	1,19	0,73	0,58
15	1,56	1,06	0,72	0,89	1,18	0,72	0,72
20	1,64	1,01	0,71	1,07	1,20	0,71	0,85
25	1,74	0,99	0,70	1,26	1,26	0,70	0,98
30	1,86	0,97	0,68	1,43	1,34	0,68	1,09
35	1,98	0,96	0,67	1,60	1,44	0,67	1,19
40	2,09	0,92	0,66	1,75	1,53	0,66	1,26
Mittel	1,71	1,06	0,70	1,06	1,30	0,70	0,83
SD	0,22	0,13	0,02	0,49	0,12	0,02	0,33

3.3.4.9 \varnothing 9,5 mm; 1,3 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43**Abbildung 3.79:** Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 9,5 mm; 1,3 N**Tabelle 3.61:** Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 9,5 mm; 1,3 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	17 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	1,45	1,24	0,69	0,31	1,24	0,69	0,31
5	1,43	1,16	0,69	0,49	1,18	0,69	0,43
10	1,43	1,07	0,69	0,66	1,13	0,69	0,55
15	1,48	1,00	0,68	0,84	1,12	0,68	0,68
20	1,56	0,97	0,68	1,02	1,15	0,68	0,81
25	1,66	0,94	0,66	1,20	1,20	0,66	0,94
30	1,78	0,93	0,65	1,37	1,28	0,65	1,04
35	1,89	0,91	0,64	1,53	1,37	0,64	1,13
40	2,00	0,88	0,64	1,68	1,47	0,64	1,21
Mittel	1,63	1,01	0,67	1,01	1,24	0,67	0,79
SD	0,21	0,12	0,02	0,47	0,12	0,02	0,32

3.3.4.10 \varnothing 4,8 mm; 1,8 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43

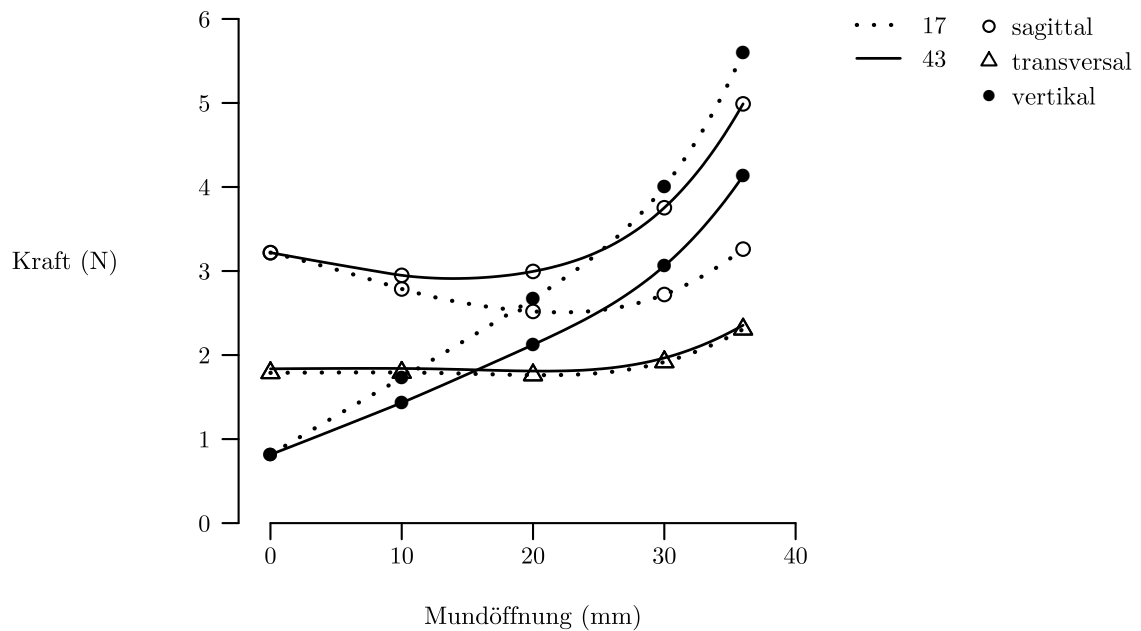


Abbildung 3.80: Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 4,8 mm; 1,8 N

Tabelle 3.62: Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 4,8 mm; 1,8 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	17 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	3,77	3,22	1,79	0,82	3,22	1,79	0,82
5	3,73	3,02	1,79	1,28	3,08	1,79	1,12
10	3,74	2,79	1,79	1,73	2,95	1,79	1,43
15	3,85	2,61	1,78	2,19	2,91	1,78	1,77
20	4,07	2,52	1,76	2,67	3,00	1,76	2,12
25	4,47	2,53	1,79	3,22	3,23	1,79	2,51
30	5,21	2,72	1,92	4,01	3,75	1,92	3,06
35	6,53	3,15	2,22	5,27	4,73	2,22	3,91
36	6,88	3,26	2,31	5,60	4,99	2,31	4,13
Mittel	4,69	2,87	1,91	2,98	3,54	1,91	2,32
SD	1,24	0,30	0,21	1,70	0,79	0,21	1,19

3.3.4.11 \varnothing 6,4 mm; 1,8 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43

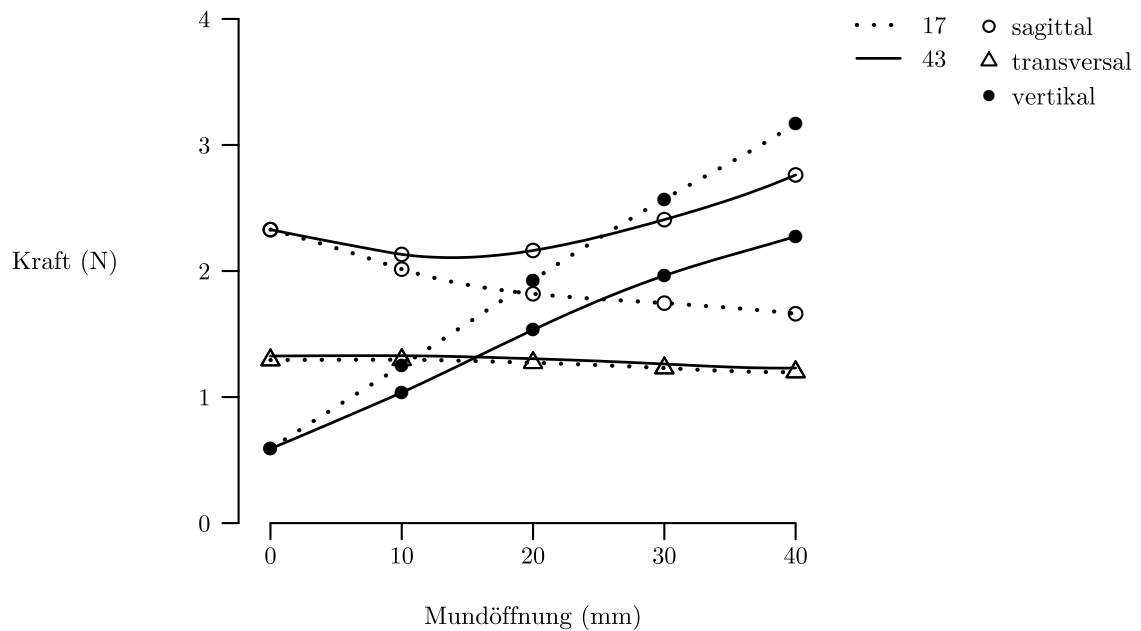


Abbildung 3.81: Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 6,4 mm; 1,8 N

Tabelle 3.63: Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 6,4 mm; 1,8 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	17 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	2,73	2,33	1,29	0,59	2,33	1,29	0,59
5	2,70	2,18	1,30	0,92	2,23	1,30	0,81
10	2,70	2,01	1,30	1,25	2,13	1,30	1,04
15	2,78	1,89	1,29	1,59	2,11	1,29	1,28
20	2,94	1,82	1,27	1,93	2,16	1,27	1,53
25	3,14	1,78	1,25	2,26	2,27	1,25	1,77
30	3,34	1,75	1,23	2,57	2,41	1,23	1,96
35	3,54	1,71	1,21	2,86	2,57	1,21	2,12
40	3,77	1,66	1,20	3,17	2,76	1,20	2,27
Mittel	3,07	1,90	1,26	1,90	2,33	1,26	1,49
SD	0,40	0,23	0,04	0,89	0,22	0,04	0,60

3.3.4.12 \varnothing 8,0 mm; 1,8 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43

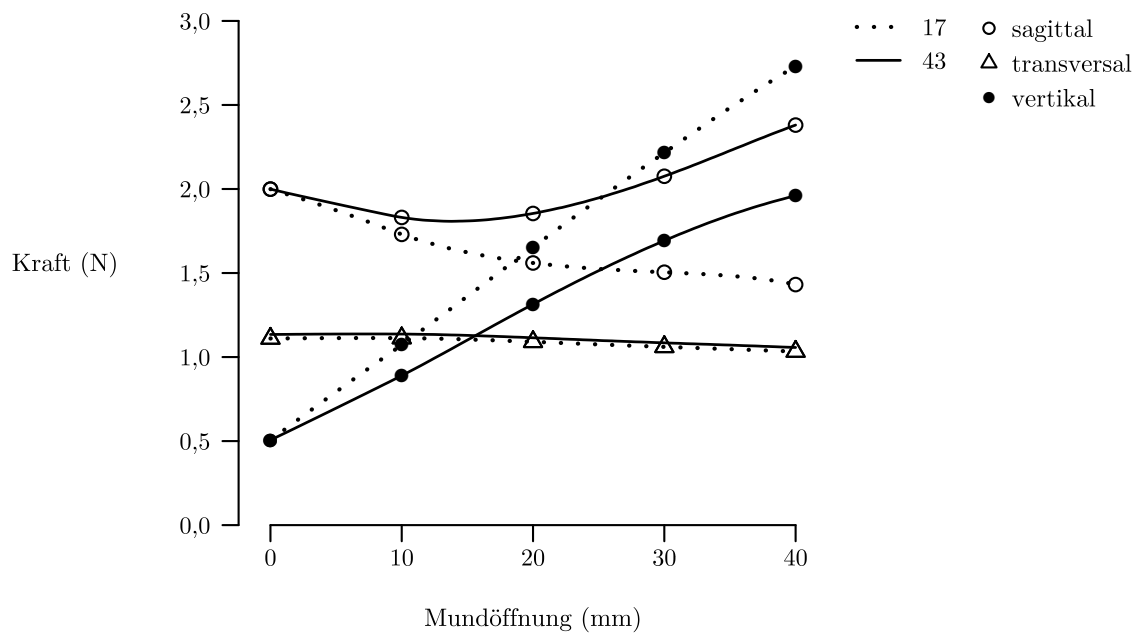
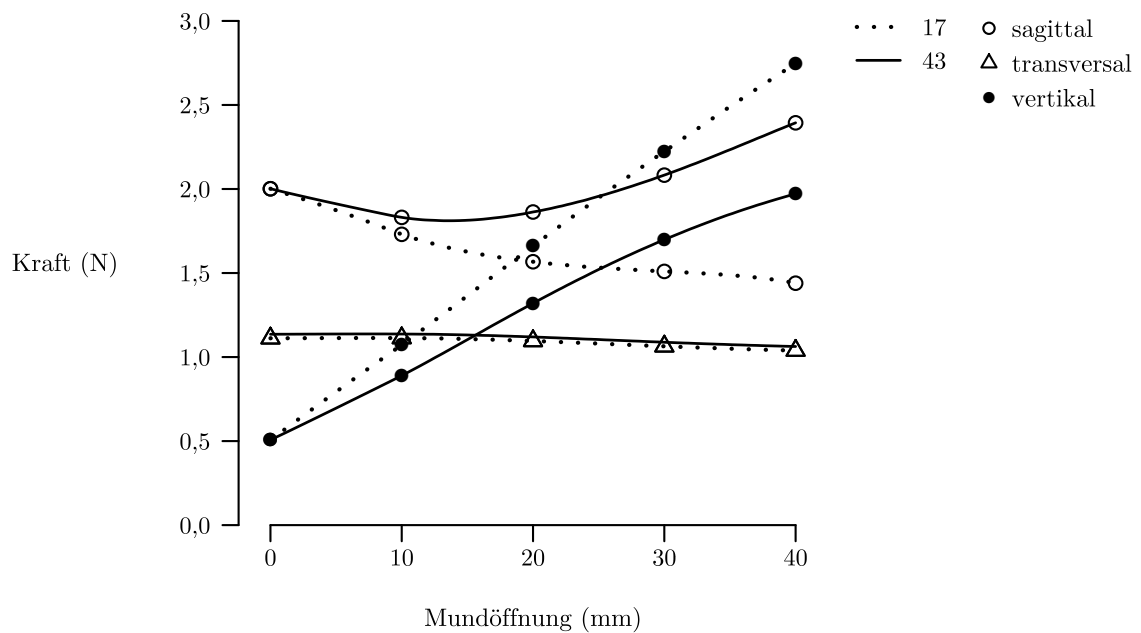


Abbildung 3.82: Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 8,0 mm; 1,8 N

Tabelle 3.64: Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 8,0 mm; 1,8 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	17 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	2,34	2,00	1,11	0,51	2,00	1,11	0,51
5	2,32	1,87	1,11	0,79	1,91	1,11	0,70
10	2,32	1,73	1,11	1,07	1,83	1,11	0,89
15	2,39	1,62	1,11	1,36	1,81	1,11	1,10
20	2,52	1,56	1,09	1,65	1,85	1,09	1,31
25	2,69	1,52	1,08	1,94	1,95	1,08	1,51
30	2,88	1,50	1,06	2,22	2,08	1,06	1,69
35	3,08	1,48	1,05	2,48	2,23	1,05	1,84
40	3,25	1,43	1,03	2,73	2,38	1,03	1,96
Mittel	2,64	1,64	1,08	1,64	2,00	1,08	1,28
SD	0,35	0,19	0,03	0,77	0,19	0,03	0,52

3.3.4.13 \varnothing 9,5 mm; 1,8 N; Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43**Abbildung 3.83:** Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 9,5 mm; 1,8 N**Tabelle 3.65:** Effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43; \varnothing 9,5 mm; 1,8 N

Mund- öffnung (mm)	Gesamt- kraft (N)	17 Kraft (N)			43 Kraft (N)		
		sagittal	transversal	vertikal	sagittal	transversal	vertikal
0	2,35	2,00	1,11	0,51	2,00	1,11	0,51
5	2,32	1,87	1,11	0,79	1,91	1,11	0,70
10	2,32	1,73	1,11	1,07	1,83	1,11	0,89
15	2,39	1,63	1,11	1,36	1,81	1,11	1,10
20	2,53	1,57	1,10	1,66	1,86	1,10	1,32
25	2,70	1,53	1,08	1,95	1,96	1,08	1,52
30	2,89	1,51	1,06	2,22	2,08	1,06	1,70
35	3,08	1,49	1,05	2,49	2,23	1,05	1,85
40	3,27	1,44	1,04	2,75	2,39	1,04	1,97
Mittel	2,65	1,64	1,09	1,65	2,01	1,09	1,28
SD	0,36	0,19	0,03	0,77	0,20	0,03	0,52

3.3.5 Einfluss der Mundöffnung auf die Kraftanteile der Verankerungszähne im Ober- und Unterkiefer

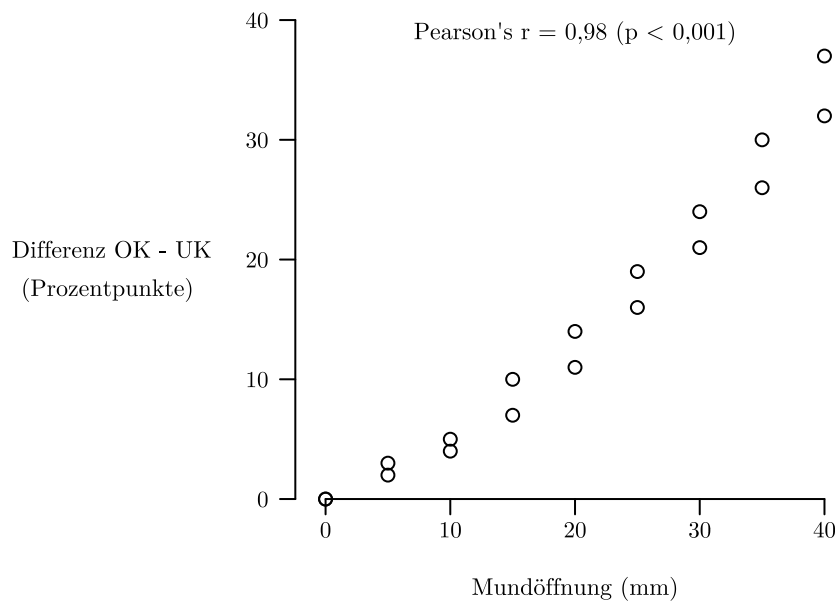


Abbildung 3.84: Korrelation zwischen der Mundöffnung und der Differenz der sagittalen Kraftanteile vom Oberkiefer- und Unterkieferverankerungszahn beider Klasse II-Behandlungssituationen. Der Korrelationskoeffizient nach Pearson betrug 0,98 ($p < 0,001$). Die bei der Mundöffnung entstehende Abnahme des sagittalen Kraftanteils war damit bei Klasse II-Behandlungssituationen an den Verankerungszähnen im Unterkiefer stärker, als im Oberkiefer.

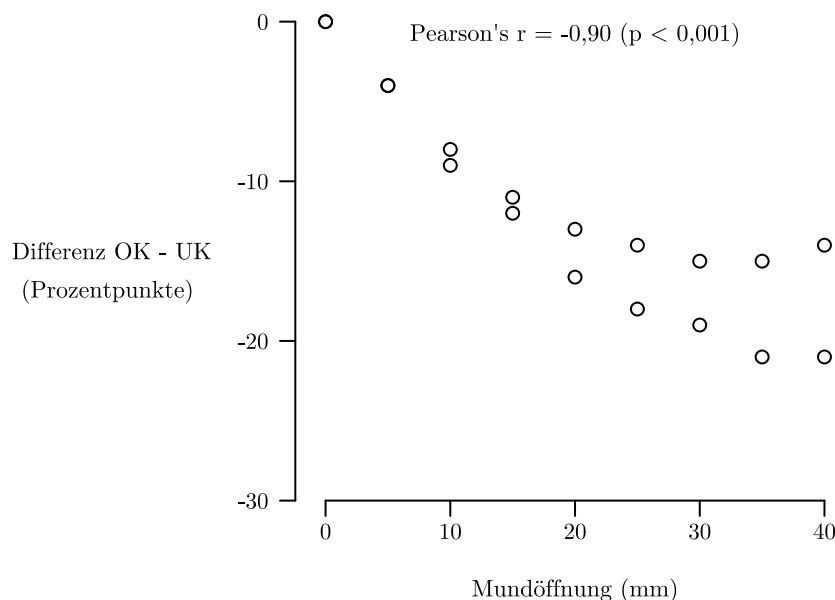


Abbildung 3.85: Korrelation zwischen der Mundöffnung und der Differenz der vertikalen Kraftanteile vom Oberkiefer- und Unterkieferverankerungszahn beider Klasse II-Behandlungssituationen. Der Korrelationskoeffizient nach Pearson betrug -0,90 ($p < 0,001$). Die bei der Mundöffnung entstehende Zunahme des vertikalen Kraftanteils war damit bei Klasse II-Behandlungssituationen an den Verankerungszähnen im Unterkiefer stärker, als im Oberkiefer.

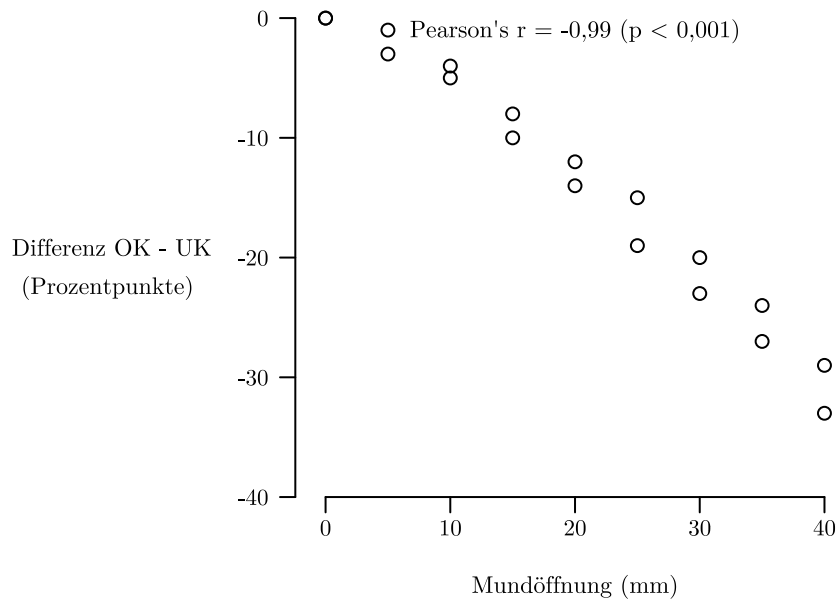


Abbildung 3.86: Korrelation zwischen der Mundöffnung und der Differenz der sagittalen Kraftanteile vom Oberkiefer- und Unterkieferverankerungszahn beider Klasse III-Behandlungssituationen. Der Korrelationskoeffizient nach Pearson betrug $-0,99$ ($p < 0,001$). Die bei der Mundöffnung entstehende Abnahme des sagittalen Kraftanteils war bei Klasse III-Behandlungssituationen damit an den Verankerungszähnen im Oberkiefer stärker, als im Unterkiefer.

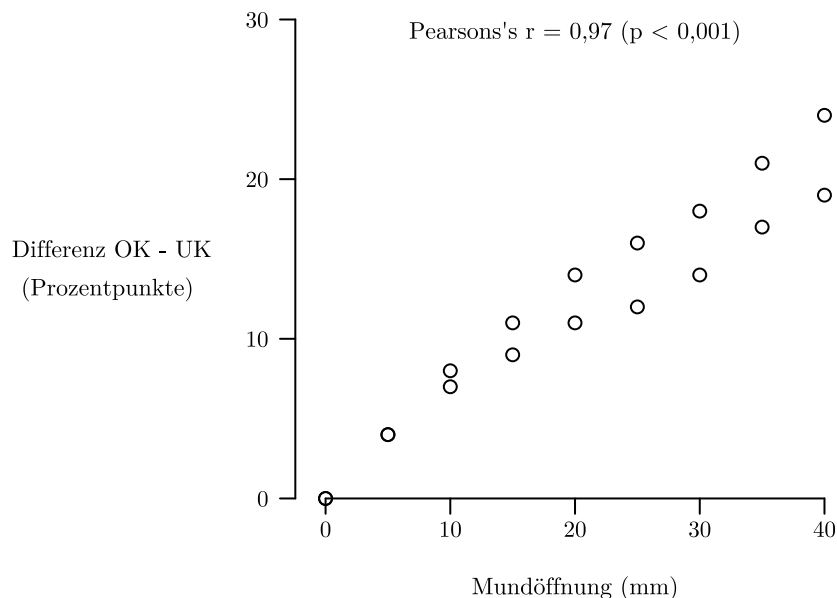


Abbildung 3.87: Korrelation zwischen der Mundöffnung und der Differenz der vertikalen Kraftanteile vom Oberkiefer- und Unterkieferverankerungszahn beider Klasse III-Behandlungssituationen. Der Korrelationskoeffizient nach Pearson betrug $0,97$ ($p < 0,001$). Die bei der Mundöffnung entstehende Zunahme des vertikalen Kraftanteils war bei Klasse III-Behandlungssituationen damit an den Verankerungszähnen im Oberkiefer stärker, als im Unterkiefer.

3.4 Diskussion

3.4.1 Limitierungen der angewandten Methode

Es wurden die initialen Kräfte berechnet die sich nach Eingliederung eines neuen Gummizugs einstellen, jedoch vermindert sich bei jedem Gummizug während der Tragedauer die Kraft. Studien zum Verschleißverhalten von kieferorthopädischen Gummizügen geben die verbleibende Kraft zwischen 88 % (1000 Dehnungen auf das vierfache des Durchmessers)³⁴ und 49 % (24 h Kausimulator)³² an. In diesen Studien wurden die Gummizüge meist bis auf die Länge des dreifachen Durchmessers gedehnt, im Mund des Patienten kommt es allerdings zu größeren Dehnungen, in der vorliegenden Arbeit bis auf das 11-fache. Vor dem Hintergrund der viskoelastischen Materialeigenschaften von Gummi kann die verbleibende Kraft daher noch geringer sein, als in bisherigen Studien zum Kraftverschleiß angegeben. Die Kraftangaben im Ergebnisteil der vorliegenden Arbeit sollten als dynamische Werte mit einem, im Verlauf der Tragedauer, entsprechenden Kraftverlust interpretiert werden.

Da die Verankerungszähne über den Bogen der Multibracketapparatur mit den restlichen Zähnen des Zahnbogens verbunden sind, wirkt jede in der vorliegenden Arbeit angegebene Kraft teils direkt am Verankerungszahn und teils über den Bogen an den restlichen Zähnen des Zahnbogens. Das Verhältnis dieser Kraftaufteilung wird durch die Friktion zwischen dem Bracket des Verankerungszahns und dem Bogen bestimmt. Die Friktion wiederum ist, unter anderem, von der Ligaturmethode, dem Zugwinkel des Gummizugs und der Kraftgröße abhängig.⁵⁵ SCHUMACHER et al. bezifferten den Anteil der Kraft, welcher auf den Bogen eingeleitet wird, auf 65 %. Da von friktionsarmen Brackets bis hin zu starken Drahtligaturen jedoch eine Vielzahl von Ligaturmethoden bestehen, ist von einer entsprechend großen Bandbreite der Friktion auszugehen. Untersuchungen zum Einfluss verschiedener Ligaturmethoden auf die Kraftverteilung intermaxillärer Gummizüge konnten nicht gefunden werden, zum besseren Verständnis des Zusammenhangs zwischen Kraft und Behandlungseffekt wären solche Untersuchungen jedoch wünschenswert.

Das Patientenmodell dieser Studie stellte eine Behandlungssituation mit vollständigem, bleibendem Gebiss in Regelverzahnung nach Wachstumsschluss dar und ist somit als ein mögliches Ziel einer Behandlung anzusehen. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit beziehen sich daher auf die finale Phase der Therapie. Die bei Behandlungsbeginn bestehenden, individuellen Zahnfehlstellungen verändern die Behandlungssituation und können sowohl zu einer veränderten Gesamtkraft des Gummizugs als auch zu einer anderen Verteilung dieser Kraft führen. Bei ausgeprägten Zahnfehlstellungen sind die

Ergebnisse der vorliegenden Arbeit daher eingeschränkt übertragbar, die beschriebene Methode kann zur individuellen Kraftbestimmung prinzipiell jedoch auch auf jedes Modell einer individuellen Zahnfehlstellung angewandt werden.

Die Mundöffnung wurde als kombinierte Rotations- und Translationsbewegung symmetrisch zur Medianebene simuliert, es existieren jedoch auch weitere symmetrische Kiefergelenksbewegungen wie die Protrusion und die Retrusion sowie asymmetrische Kiefergelenksbewegungen wie die Laterotrusion. Untersuchungen mit diesen Kiefergelenksbewegungen stehen aus, die beschriebene Methodik kann jedoch auch verwendet werden, um kinematische Modelle dieser Kiefergelenksbewegungen umzusetzen.

Damit die in der vorliegenden Arbeit angegebenen Kräfte als Orientierung dienen können, muss der Patient die Gummizüge regelmäßig entsprechend der Anweisung des Behandlers erneuern. Die Compliance unterschiedlicher Patienten ist allerdings stark variabel und hängt von Faktoren wie dem Persönlichkeitstyp, dem Beschwerdebild und dem Gesundheitsbewusstsein ab.^{8,15}

Als Alternative zur Methode der vorliegenden Arbeit könnte auch eine direkte Kraftmessung im Mund des Patienten erfolgen, indem Kraftsensoren mit drei Messachsen an den Verankerungszähnen angebracht werden. Die Annahmen für die in der vorliegenden Arbeit erfolgte Simulation würden damit entfallen. Da die Integration von Messsensoren in die Behandlungssituation jedoch zusätzlichen Platz bedürfte, würden sich die Ergebnisse einer solchen Arbeit nicht auf eine mögliche reale Behandlungsapparatur, sondern auf eine experimentelle Behandlungsapparatur beziehen. Des Weiteren wäre der hohe Messaufwand für eine patientenindividuelle Vorhersage der Kräfte nicht praktikabel, wohingegen eine computerbasierte Methode, bei entsprechender Weiterentwicklung von Rechenleistung und Software, in kurzer Zeit individuelle Vorhersagen für die Kräfte intermaxillärer Gummizüge liefern kann.

3.4.2 Anwendungen der Ergebnisse

Die in der vorliegenden Arbeit ermittelten Kräfte sind sowohl für die klinische Optimierung der Patientenbehandlung als auch für weitere in vitro Studien relevant. Bei der Patientenbehandlung können die Kräfte mit den vorliegenden Ergebnissen abgeschätzt werden und mit den Behandlungseffekten in Zusammenhang gesetzt werden. Ein solcher Datensatz könnte dazu führen die Kraft-Wirkungs-Beziehung besser zu verstehen und somit unerwünschte Behandlungseffekte zu reduzieren.

In weiterführenden in vitro Studien können die ermittelten Kräfte als Eingabe

verwendet werden, um mit der Finite-Elemente-Methode die Dehnungen und Spannungen zu berechnen, die intermaxillären Gummizügen am Zahn, Parodont und Knochen verursachen. Da die erforderliche Knochendehnung zur Anregung von Knochenumbau auf 2000 Mikrostrain geschätzt wird, könnte die Bestimmung der Dehnungen im Knochen helfen, das Risiko für unerwünschte Zahnbewegungen zu bewerten.^{21,22}

3.4.3 Vergleich der Ergebnisse mit früheren Studien

In der Studie von PHILIPPE⁴⁶ wurden die Verankerungszähne 23 und 36 sowie 23 und 37 verwendet, zum Vergleich der Ergebnisse werden daher die hierzu spiegelbildlichen Behandlungssituationen der vorliegenden Arbeit mit den Verankerungszähnen 13 und 46 sowie 13 und 47 verwendet. Für die Klasse II-Behandlungssituation mit Verankerung des Gummizugs zwischen den Zähnen 13 und 46 wurde bei geschlossenem Mund in der vorliegenden Arbeit ein geringerer sagittaler Kraftanteil bestimmt (87 % vs. 96 %), wohingegen der vertikale Kraftanteil erhöht war (36 % vs. 27 %). Bei Verankerung des Gummizugs zwischen den Zähnen 13 und 47 war in der vorliegenden Arbeit der sagittale Kraftanteil ebenfalls vermindert (92 % vs. 98 %) und die vertikalen Kraftanteile erhöht (24 % vs. 20 %). Eine mögliche Erklärung für die in der vorliegenden Arbeit verminderten sagittalen Kraftanteile bei erhöhten vertikalen Kraftanteilen liegt in der gering ausgeprägten Spee'sche Kurve, wohingegen die Behandlungssituation von PHILIPPE eine deutliche Spee'sche Kurve aufweist. Ein weiterer Grund ist die Berücksichtigung der transversalen Kraftanteile in der vorliegenden Arbeit, daher waren die sagittalen und vertikalen Kraftanteile entsprechend geringer. Die Berücksichtigung der transversalen Kraft ist daher wichtig, um falsch hohe Angaben zu sagittalen und vertikalen Kraftanteilen zu vermeiden.

Die Angaben aus der Studie von SCHUMACHER et al.⁵⁵ lassen sich kaum mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit vergleichen, da sich diese Berechnungen nicht auf Behandlungssituationen beziehen. Die Autoren geben lediglich für einen isolierten Unterkiefermolaren die Kraftverteilung an, die sich für zweidimensionale Kraftvektoren mit dem Einfallswinkel α nach der trigonometrischen Formel *Sagittaler Kraftanteil* = $\cos(\alpha)$ und *Vertikaler Kraftanteil* = $\sin(\alpha)$ berechnet.

Obwohl die allgemeine Gültigkeit der trigonometrischen Formeln eine Diskussion dieser Angaben hinfällig erscheinen lässt, stellt sich die Frage, ob die von SCHUMACHER et al. angenommen Einfallswinkel $\alpha = 20^\circ, 30^\circ, 40^\circ$ den Wertebereich der häufigen, in der vorliegenden Arbeit untersuchten, Klasse II-Behandlungssituationen abdecken. Aus den

Kraftangaben der vorliegenden Arbeit lassen sich die Einfallswinkel in der Sagittalebene berechnen, dabei zeigt sich, dass der Wertebereich deutlich größer ist, als von SCHUMACHER et al. angegeben. Während der minimale Einfallswinkel bei 15° liegt ($13 \longleftrightarrow 47$), steigt dieser bei 40 mm Mundöffnung auf bis zu 80° an ($13 \longleftrightarrow 46$). Die Unterschätzung des Wertebereichs der Einfallswinkel ist auf das stark vereinfachte Modell von Schumacher et al. zurückzuführen, Untersuchungen von vollständigen Behandlungssituationen sind daher als deutlich aufschlussreicher anzusehen, als Analysen isolierter Zähne.

3.4.4 Alternativen zu intermaxillären Gummizügen

Da intermaxilläre Gummizüge regelmäßig gewechselt werden müssen, ist der mit ihnen erzielte Behandlungserfolg von der Compliance der Patienten abhängig.^{8,15} Um Patienten mit geringer Compliance effektiv behandeln zu können, wurden intermaxillären Non-Compliance-Apparaturen entwickelt, deren Kraftausübung nicht an die Mitarbeit des Patienten gebunden ist. Ritto und Ferreira teilten diese Apparaturen nach dem Mechanismus der Kraftaufbringung in drei Gruppen ein.⁵¹ Die erste Gruppe bilden dabei die flexiblen, festsitzenden, funktionskieferorthopädischen Geräte, wie beispielsweise der Jasper Jumper (American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, USA). Diese flexiblen Apparaturen wirken durch aktive Kraftelemente wie Federn. In der zweiten Gruppe werden starre, festsitzende, funktionskieferorthopädische Geräte wie die Herbst-Apparatur (Dentaurum, Ispringen, Deutschland) zusammengefasst. Diese starren Apparaturen enthalten keine aktiven Kraftelemente, sondern sie erzwingen einen definierten Längenversatz, welcher durch Dehnung der anatomischen Strukturen eine therapeutische Kraft bewirkt. Die dritte Gruppe der intermaxillären Non-Compliance-Apparaturen bilden Hybridapparaturen, die sowohl starre als auch flexible Konstruktionselemente enthalten. Beispiele für Hybridapparaturen sind die Sabbagh Universal Spring (Dentaurum, Ispringen, Deutschland) und die Forsus-Apparatur (3M, Maplewood, Minnesota, USA).

Zur Behandlung von Klasse II Fehlstellungen zeigen sich Hybridapparaturen gegenüber intermaxillären Gummizügen überlegen,⁶ so benötigt die Forsus-Apparatur keine Patientencompliance und hat eine kürzere Behandlungsdauer als Klasse II-Gummizüge (5 Monate vs. 7 Monate).³ Die Bestimmung der sagittalen, transversalen und vertikalen Kräfte von intermaxillären Non-Compliance-Apparaturen kann ebenfalls mit der Methode der vorliegenden Arbeit erfolgen. Durch die im Vergleich zu Gummizügen konstantere Kraft könnte der Zusammenhang zwischen Kraft und Behandlungseffekt noch besser

analysiert werden. Trotz diesen Vorteilen bewirken Hybridapparaturen, wie intermaxilläre Gummizüge, bei dentaler Verankerung lediglich dentoalveoläre Veränderungen.⁴³

Des Weiteren können Gummizüge, statt an der Multibracketapparatur, auch an Minischrauben⁶³ oder Verankerungsplatten³³ angebracht werden, um mit dieser skelettalen Verankerung die Kraft direkt in den Knochen einzuleiten. Die dentoalveolären Effekte werden durch die skelettale Verankerung deutlich reduziert.^{13,18}

3.5 Schlussfolgerung

Die sagittalen, transversalen und vertikalen Kräfte von intermaxillären Klasse II- und Klasse III-Gummizügen verändern sich während der Mundöffnung so komplex, dass sie sich nicht durch ein einzelnes Modell vorhersagen lassen.

Abhängig von der Behandlungssituation können die sagittalen und vertikalen Kräfte mit der Mundöffnung zunehmen, abnehmen oder näherungsweise konstant bleiben, ihre Vorhersage kann mit individuellen Modellen unter Berücksichtigung der Behandlungssituation und des Gummizugs erfolgen. Die Kraftanteile in Bezug zur Gesamtkraft zeigen bei der Mundöffnung die Regelmäßigkeit, dass die sagittalen Kraftanteile auf bis zu 20 % des Wertes bei Mundschluss abnehmen und die vertikalen Kraftanteile entsprechend auf bis zu 375 % ansteigen.

Unabhängig von der Behandlungssituation verändern sich die transversalen Kräfte der intermaxillären Gummizüge während der Mundöffnung nur geringfügig. Neben der möglichen transversalen Wirkung, ist die Berücksichtigung der transversalen Kräfte auch wichtig, um die sagittalen und vertikalen Kräfte nicht falsch hoch einzuschätzen.

3.6 Zusammenfassung

Hintergrund: Die Kräfte von intermaxillären Gummizügen werden als Ursache für erwünschte und unerwünschte Therapieeffekte angesehen. Mit konventionellen Messverfahren kann allerdings nur die Kraft in direkter Zugrichtung gemessen werden, nicht in die anatomischen Richtungen der Behandlungseffekte. Zusätzlich beeinflusst die Mundöffnung die Stärke der Kraft und deren Verteilung auf die anatomischen Richtungen.

Zielsetzung: In Abhängigkeit der Mundöffnung sollten die Kräfte von Klasse II- und Klasse III- Gummizügen in die anatomischen Wirkrichtungen bestimmt werden, d.h. in Richtung sagittal, transversal und vertikal.

Material und Methode: Aus dem dreidimensionalen Röntgendatensatz eines anatomischen Präparates wurden vier virtuelle Behandlungssituationen erstellt, bestehend aus der rechten Maxilla, der rechten Seite der Mandibula, den zugehörigen Zähnen mit Multibracketapparatur und einem Klasse II- oder Klasse III-Gummizug. In einer dynamischen Simulation wurde die Mundöffnung von 0 mm bis 40 mm simuliert, um die Dehnungslängen der Gummizüge in Bezug auf zahnspezifische Koordinatensysteme zu messen. Zusammen mit den Daten der im zweiten Teil der Arbeit gewonnenen Kraft-Dehnungslänge-Kurven konnten für 12 verschiedene Gummizugtypen (\varnothing 4,8 mm; 6,4 mm; 8,0 mm; 9,5 mm; Stärke 0,7 N; 1,3 N; 1,8 N) die sagittalen, transversalen und vertikalen Kräfte an jedem Verankerungszahn bestimmt werden. Zusätzlich wurden die entsprechenden Kraftanteile in Bezug auf die Gesamtkraft des Gummizugs berechnet.

Ergebnisse: Mittelwerte der Kraftanteile am Oberkiefer- (OK) und Unterkieferverankerungszahn (UK) mit Standardabweichung, über alle Schritte der Mundöffnung, jeweils in Richtung sagittal; transversal; vertikal: Klasse II (Verankerung an Zahn 13 \longleftrightarrow 46): OK: $0,71 \pm 0,12$; $0,24 \pm 0,06$; $0,63 \pm 0,16$. UK: $0,56 \pm 0,25$; $0,24 \pm 0,06$ N; $0,73 \pm 0,21$. Klasse II (13 \longleftrightarrow 47): OK: $0,83 \pm 0,08$; $0,25 \pm 0,04$; $0,48 \pm 0,16$. UK: $0,70 \pm 0,19$; $0,25 \pm 0,04$; $0,61 \pm 0,23$. Klasse III (16 \longleftrightarrow 43): OK: $0,51 \pm 0,18$; $0,43 \pm 0,09$; $0,69 \pm 0,22$. UK: $0,66 \pm 0,07$; $0,43 \pm 0,09$; $0,59 \pm 0,16$. Klasse III (17 \longleftrightarrow 43): OK: $0,64 \pm 0,15$; $0,42 \pm 0,06$; $0,60 \pm 0,22$. UK: $0,76 \pm 0,05$; $0,42 \pm 0,06$; $0,47 \pm 0,14$. Bei Klasse II-Behandlungssituationen war bei der Mundöffnung der sagittale Kraftverlust im Unterkiefer größer als im Oberkiefer, der vertikale Kraftgewinn war im Unterkiefer größer als im Oberkiefer ($p < 0,001$). Bei Klasse III-Behandlungssituationen war bei der Mundöffnung der sagittale Kraftverlust im Oberkiefer größer als im Unterkiefer, der vertikale Kraftgewinn war im Oberkiefer größer als im Unterkiefer ($p < 0,001$).

Schlussfolgerung: Die sagittalen, transversalen und vertikalen Kräfte von intermaxillären Klasse II- und Klasse III-Gummizügen verändern sich während der Mundöffnung so komplex, dass sie sich nicht durch ein einzelnes Modell vorhersagen lassen. Abhängig von der Behandlungssituation können die sagittalen und vertikalen Kräfte mit der Mundöffnung zunehmen, abnehmen oder näherungsweise konstant bleiben, ihre Vorhersage kann mit individuellen Modellen unter Berücksichtigung der Behandlungssituation und des Gummizugs erfolgen. Die Kraftanteile in Bezug zur Gesamtkraft zeigen bei der Mundöffnung die Regelmäßigkeit, dass die sagittalen Kraftanteile auf bis zu 20 % des Wertes bei Mundschluss abnehmen und die vertikalen Kraftanteile entsprechend auf bis zu 375 % ansteigen. Unabhängig von der Behandlungssituation verändern sich die transversalen Kräfte der intermaxillären Gummizüge während der Mundöffnung nur geringfügig. Neben der möglichen transversalen Wirkung ist die Berücksichtigung der transversalen Kräfte auch wichtig, um die sagittalen und vertikalen Kräfte nicht falsch hoch einzuschätzen.

Abbildungsverzeichnis

1.1	Arbeitsablauf zur digitalen Literaturrecherche	11
1.2	Abfrage eines Datenbanksystems zur Literaturrecherche	12
1.3	Verfahren zur Erstellung eines Suchterms mit hoher Sensitivität und hoher Spezifität zur Abfrage von Literaturdatenbanken	13
2.4	Flussdiagramm von Material und Methode zur Messung des Kraft-Dehnungs-Verhaltens von intermaxillären Gummizügen	19
2.5	Angefertigte Spannzeuge für kieferorthopädische Gummizüge	20
2.6	Aufbau des uniaxialen Zugversuchs	21
2.7	Kraftabweichungen der Gummizüge von der Herstellerangabe	25
2.8	Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 4,8 mm; 0,7 N	26
2.9	Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 6,4 mm; 0,7 N	27
2.10	Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 8,0 mm; 0,7 N	28
2.11	Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 9,5 mm; 0,7 N	29
2.12	Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 4,8 mm; 1,3 N	30
2.13	Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 6,4 mm; 1,3 N	31
2.14	Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 8,0 mm; 1,3 N	32
2.15	Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 9,5 mm; 1,3 N	33
2.16	Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 4,8 mm; 1,8 N	34
2.17	Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 6,4 mm; 1,8 N	35
2.18	Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 8,0 mm; 1,8 N	36
2.19	Kraft-Dehnungslänge-Kennlinie für Gummizug \varnothing 9,5 mm; 1,8 N	37
3.20	Flussdiagramm der Methode zur Quantifizierung der sagittalen, transversalen und vertikalen Kräfte intermaxillärer Gummizüge	48
3.21	Arbeitsschritte der Modellerstellung am Beispiel des Zahns 46	49
3.22	Formabweichungen bei der Modellerstellung aus Röntgendaten	49
3.23	CAD-Modell der Maxilla und der Mandibula mit Zähnen	50

3.24	Ablauf der Dynamischen Simulation	51
3.25	Klasse II-Behandlungssituationen	52
3.26	Klasse III-Behandlungssituationen	52
3.27	Dynamische Simulation mit zahnspezifischen Koordinatensystemen	53
3.28	Relative Kräfteverteilung für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	54
3.29	Dynamische Simulation: Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	55
3.30	\varnothing 4,8 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	56
3.31	\varnothing 6,4 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	57
3.32	\varnothing 8,0 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	58
3.33	\varnothing 9,5 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	59
3.34	\varnothing 4,8 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	60
3.35	\varnothing 6,4 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	61
3.36	\varnothing 8,0 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	62
3.37	\varnothing 9,5 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	63
3.38	\varnothing 4,8 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	64
3.39	\varnothing 6,4 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	65
3.40	\varnothing 8,0 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	66
3.41	\varnothing 9,5 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	67
3.42	Relative Kräfteverteilung für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	68
3.43	Dynamische Simulation: Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	69
3.44	\varnothing 4,8 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	70
3.45	\varnothing 6,4 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	71
3.46	\varnothing 8,0 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	72
3.47	\varnothing 9,5 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	73
3.48	\varnothing 4,8 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	74
3.49	\varnothing 6,4 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	75
3.50	\varnothing 8,0 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	76
3.51	\varnothing 9,5 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	77
3.52	\varnothing 4,8 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	78
3.53	\varnothing 6,4 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	79
3.54	\varnothing 8,0 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	80
3.55	\varnothing 9,5 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	81

3.56	Relative Kräfteverteilung für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	82
3.57	Dynamische Simulation: Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	83
3.58	\varnothing 4,8 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	84
3.59	\varnothing 6,4 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	85
3.60	\varnothing 8,0 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	86
3.61	\varnothing 9,5 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	87
3.62	\varnothing 4,8 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	88
3.63	\varnothing 6,4 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	89
3.64	\varnothing 8,0 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	90
3.65	\varnothing 9,5 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	91
3.66	\varnothing 4,8 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	92
3.67	\varnothing 6,4 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	93
3.68	\varnothing 8,0 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	94
3.69	\varnothing 9,5 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	95
3.70	Relative Kräfteverteilung für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	96
3.71	Dynamische Simulation: Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	97
3.72	\varnothing 4,8 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	98
3.73	\varnothing 6,4 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	99
3.74	\varnothing 8,0 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	100
3.75	\varnothing 9,5 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	101
3.76	\varnothing 4,8 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	102
3.77	\varnothing 6,4 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	103
3.78	\varnothing 8,0 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	104
3.79	\varnothing 9,5 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	105
3.80	\varnothing 4,8 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	106
3.81	\varnothing 6,4 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	107
3.82	\varnothing 8,0 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	108
3.83	\varnothing 9,5 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	109
3.84	Einfluss der Mundöffnung auf die sagittalen Kraftanteile (Klasse II)	110
3.85	Einfluss der Mundöffnung auf die vertikalen Kraftanteile (Klasse II)	110
3.86	Einfluss der Mundöffnung auf die sagittalen Kraftanteile (Klasse III)	111
3.87	Einfluss der Mundöffnung auf die vertikalen Kraftanteile (Klasse III)	111

Tabellenverzeichnis

2.1	Kraftabweichungen der Gummizüge von der Herstellerangabe	25
2.2	Kraftmessungen für Gummizug \varnothing 4,8 mm; 0,7 N	26
2.3	Kraftmessungen für Gummizug \varnothing 6,4 mm; 0,7 N	27
2.4	Kraftmessungen für Gummizug \varnothing 8,0 mm; 0,7 N	28
2.5	Kraftmessungen für Gummizug \varnothing 9,5 mm; 0,7 N	29
2.6	Kraftmessungen für Gummizug \varnothing 4,8 mm; 1,3 N	30
2.7	Kraftmessungen für Gummizug \varnothing 6,4 mm; 1,3 N	31
2.8	Kraftmessungen für Gummizug \varnothing 8,0 mm; 1,3 N	32
2.9	Kraftmessungen für Gummizug \varnothing 9,5 mm; 1,3 N	33
2.10	Kraftmessungen für Gummizug \varnothing 4,8 mm; 1,8 N	34
2.11	Kraftmessungen für Gummizug \varnothing 6,4 mm; 1,8 N	35
2.12	Kraftmessungen für Gummizug \varnothing 8,0 mm; 1,8 N	36
2.13	Kraftmessungen für Gummizug \varnothing 9,5 mm; 1,8 N	37
3.14	Kräfteverteilung für Behandlungssituation Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	54
3.15	\varnothing 4,8 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	56
3.16	\varnothing 6,4 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	57
3.17	\varnothing 8,0 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	58
3.18	\varnothing 9,5 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	59
3.19	\varnothing 4,8 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	60
3.20	\varnothing 6,4 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	61
3.21	\varnothing 8,0 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	62
3.22	\varnothing 9,5 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	63
3.23	\varnothing 4,8 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	64
3.24	\varnothing 6,4 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	65
3.25	\varnothing 8,0 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	66

3.26	∅ 9,5 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 46	67
3.27	Kräfteverteilung für Behandlungssituation Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	68
3.28	∅ 4,8 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	70
3.29	∅ 6,4 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	71
3.30	∅ 8,0 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	72
3.31	∅ 9,5 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	73
3.32	∅ 4,8 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	74
3.33	∅ 6,4 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	75
3.34	∅ 8,0 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	76
3.35	∅ 9,5 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	77
3.36	∅ 4,8 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	78
3.37	∅ 6,4 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	79
3.38	∅ 8,0 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	80
3.39	∅ 9,5 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 13 \longleftrightarrow Zahn 47	81
3.40	Kräfteverteilung für Behandlungssituation Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	82
3.41	∅ 4,8 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	84
3.42	∅ 6,4 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	85
3.43	∅ 8,0 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	86
3.44	∅ 9,5 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	87
3.45	∅ 4,8 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	88
3.46	∅ 6,4 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	89
3.47	∅ 8,0 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	90
3.48	∅ 9,5 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	91
3.49	∅ 4,8 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	92
3.50	∅ 6,4 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	93
3.51	∅ 8,0 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	94
3.52	∅ 9,5 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 16 \longleftrightarrow Zahn 43	95
3.53	Kräfteverteilung für Behandlungssituation Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	96
3.54	∅ 4,8 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	98
3.55	∅ 6,4 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	99
3.56	∅ 8,0 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	100

3.57	∅ 9,5 mm; 0,7 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	101
3.58	∅ 4,8 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	102
3.59	∅ 6,4 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	103
3.60	∅ 8,0 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	104
3.61	∅ 9,5 mm; 1,3 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	105
3.62	∅ 4,8 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	106
3.63	∅ 6,4 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	107
3.64	∅ 8,0 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	108
3.65	∅ 9,5 mm; 1,8 N; effektive Kräfte für Zahn 17 \longleftrightarrow Zahn 43	109

Literaturverzeichnis

1. S. Alavi, A. R. Tabatabaie, F. Hajizadeh, and A. H. Ardekani. An In-vitro Comparison of Force Loss of Orthodontic Non-Latex Elastics. *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences*, 11(1):10–6, 2014.
2. E.H. Angle. Classification of malocclusion. *Dental Cosmos*, 41:248–264, 1899.
3. I. Aras and A. Pasaoglu. Class II subdivision treatment with the Forsus Fatigue Resistant Device vs intermaxillary elastics. *Angle Orthodontist*, 2016.
4. M. B. Asbell. A brief history of orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98(2):176–83, 1990.
5. J. L. Ash and R. J. Nikolai. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo. *Journal of Dental Research*, 57(5-6):685–90, 1978.
6. T. Baccetti, L. Franchi, and F. Stahl. Comparison of 2 comprehensive Class II treatment protocols including the bonded Herbst and headgear appliances: a double-blind study of consecutively treated patients at puberty. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(6):698.e1–10; discussion 698–9, 2009.
7. W. J. Barrie and J. A. Spence. Elastics—their properties and clinical applications in orthodontic fixed appliance therapy. *British Journal of Orthodontics*, 1(4):167–71, 1974.
8. A. Bartsch, E. Witt, G. Sahm, and S. Schneider. Correlates of objective patient compliance with removable appliance wear. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 104(4):378–86, 1993.
9. S. Beattie and P. Monaghan. An in vitro study simulating effects of daily diet and patient elastic band change compliance on orthodontic latex elastics. *Angle Orthodontist*, 74(2):234–9, 2004.

10. W. H. Bell, J. D. Jacobs, and H. L. Legan. Treatment of Class II deep bite by orthodontic and surgical means. *American Journal of Orthodontics*, 85(1):1–20, 1984.
11. C. Bertoncini, E. Cioni, B. Grampi, and P. Gandini. In vitro properties’ changes of latex and non-latex orthodontic elastics. *Progress in Orthodontics*, 7(1):76–84, 2006.
12. S. E. Cassidy, S. R. Jackson, D. L. Turpin, D. S. Ramsay, C. Spiekerman, and G. J. Huang. Classification and treatment of Class II subdivision malocclusions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 145(4):443–51, 2014.
13. L. Cevidanes, T. Baccetti, L. Franchi, Jr. McNamara, J. A., and H. De Clerck. Comparison of two protocols for maxillary protraction: bone anchors versus face mask with rapid maxillary expansion. *Angle Orthodontist*, 80(5):799–806, 2010.
14. R. L. Dos Santos, M. M. Pithon, G. Da Silva Mendes, M. T. Romanos, and A. C. De Oliveira Ruellas. Cytotoxicity of intermaxillary orthodontic elastics of different colors: an in vitro study. *Journal of Applied Oral Science*, 17(4):326–9, 2009.
15. R. J. Egolf, E. A. BeGole, and H. S. Upshaw. Factors associated with orthodontic patient compliance with intraoral elastic and headgear wear. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 97(4):336–348, 1990.
16. E. K. Ellen, B. J. Schneider, and T. Sellke. A comparative study of anchorage in bioprogressive versus standard edgewise treatment in Class II correction with intermaxillary elastic force. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 114(4):430–6, 1998.
17. R. Elmasri and S. Navathe. Grundlagen von Datenbanksystemen. *Pearson Deutschland*, 2009.
18. Elçin Esenlik, Cahide Ağlarcı, Gayem Eroğlu Albayrak, and Yavuz Fındık. Maxillary protraction using skeletal anchorage and intermaxillary elastics in Skeletal Class III patients. *Korean J Orthod*, 45(2):95–101, 2015.
19. P. Fauchard. Le chirurgien dentiste, ou traité des dents. 1728.
20. D. J. Fernandes, G. M. Fernandes, F. Artese, C. N. Elias, and A. M. Mendes. Force extension relaxation of medium force orthodontic latex elastics. *Angle Orthodontist*, 81(5):812–9, 2011.

21. H. M. Frost. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anatomical Record*, 226(4):403–13, 1990.
22. H. M. Frost. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 2. Redefining Wolff's law: the remodeling problem. *Anatomical Record*, 226(4):414–22, 1990.
23. F. Galton. Co-Relations and Their Measurement, Chiefly from Anthropometric Data. *Proceedings of the Royal Society of London*, 45:135–145, 1888.
24. P. Gandini, R. Gennai, C. Bertoncini, and S. Massironi. Experimental evaluation of latex-free orthodontic elastics' behaviour in dynamics. *Progress in Orthodontics*, 8(1):88–99, 2007.
25. C. Gioka, S. Zinelis, T. Eliades, and G. Eliades. Orthodontic latex elastics: a force relaxation study. *Angle Orthodontist*, 76(3):475–9, 2006.
26. C. Goodyear. Improvement in India-Rubber Fabrics. *United States Patent*, 3,633, 1844.
27. M. H. Hast and D. H. Garrison. Andreas vesalius on the teeth: An annotated translation from De humani corporis fabrica. *Clinical Anatomy*, 8(2):134–138, 1995.
28. J. D. Jacobs and P. M. Sinclair. Principles of orthodontic mechanics in orthognathic surgery cases. *American Journal of Orthodontics*, 84(5):399–407, 1983.
29. BIPM Joint Committee for Guides in Metrology. Evaluation of measurement data – Guide to the expression of uncertainty in measurement JCGM 100:2008, GUM 1995 with minor corrections. 2008.
30. S. K. Kamisetty, C. Nimagadda, M. P. Begam, R. Nalamotu, T. Srivastav, and S. Gs. Elasticity in Elastics-An in-vitro study. *Journal of International Oral Health*, 6(2):96–105, 2014.
31. P. Kanchana and K. Godfrey. Calibration of force extension and force degradation characteristics of orthodontic latex elastics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 118(3):280–7, 2000.

32. M. L. Kersey, K. Glover, G. Heo, D. Raboud, and P. W. Major. An in vitro comparison of 4 brands of nonlatex orthodontic elastics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123(4):401–7, 2003.
33. K. A. Kim, K. W. Seo, S. H. Kim, K. R. Chung, and G. Nelson. Modification protocol for an early class III treatment using 3 miniplates for bone-anchored maxillary orthopedic traction. *Journal of Craniofacial Surgery*, 25(5):e440–2, 2014.
34. C. C. Liu, J. C. Wataha, and R. G. Craig. The effect of repeated stretching on the force decay and compliance of vulcanized cis-polyisoprene orthodontic elastics. *Dental Materials*, 9(1):37–40, 1993.
35. N. Lopez, A. Vicente, L. A. Bravo, J. L. Calvo, and M. Canteras. In vitro study of force decay of latex and non-latex orthodontic elastics. *European Journal of Orthodontics*, 34(2):202–7, 2012.
36. K. Marshall. Treatment of a severe Class III skeletal discrepancy at an appropriate age. *Australian Orthodontic Journal*, 16(2):108–14, 2000.
37. E. H. McDowell and I. M. Baker. The skeletodental adaptations in deep bite correction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 100(4):370–5, 1991.
38. W.D. Miller. The Micro-organisms of the Human Mouth: The Local and General Diseases which are Caused by Them. Philadelphia, 1890.
39. M. Motokawa, T. Sasamoto, M. Kaku, T. Kawata, Y. Matsuda, A. Terao, and K. Tanne. Association between root resorption incident to orthodontic treatment and treatment factors. *European Journal of Orthodontics*, 34(3):350–6, 2012.
40. M. Naeije and N. Hofman. Biomechanics of the human temporomandibular joint during chewing. *Journal of Dental Research*, 82(7):528–31, 2003.
41. L. J. Oesterle, J. M. Owens, S. M. Newman, and W. C. Shellhart. Perceived vs measured forces of interarch elastics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(3):298–306, 2012.
42. U.S. National Library of Medicine. MEDLINE, PubMed, and PMC (PubMed Central): How are they different? *Fact Sheet*, 2016.

43. M. O. Oztoprak, D. Nalbantgil, A. Uyanlar, and T. Arun. A cephalometric comparative study of class II correction with Sabbagh Universal Spring (SUS(2)) and Forsus FRD appliances. *European Journal of Dentistry*, 6(3):302–10, 2012.
44. S. Z. Paige, J. D. English, G. N. Frey, H. I. Bussa, K. R. McGrory, R. K. Ellis, and J. C. Ontiveros. Latex and non-latex orthodontic elastic force loss due to cyclic temperature. *Texas Dental Journal*, 128(6):541–5, 2011.
45. K. Pearson. Mathematical Contributions to the Theory of Evolution. III. Regression, Heredity, and Panmixia. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A, Containing Papers of a Mathematical or Physical Character*, 187:253–318, 1896.
46. J. Philippe. Mechanical analysis of Class II elastics. *Journal of Clinical Orthodontics*, 29(6):367–72, 1995.
47. M. M. Pithon, J. L. Mendes, C. A. da Silva, R. Lacerda Dos Santos, and R. D. Coqueiro. Force decay of latex and non-latex intermaxillary elastics: a clinical study. *European Journal of Orthodontics*, 2016:39–43, 2015.
48. I. Polur and S. Peck. Orthodontic elastics: is some tightening needed? *Angle Orthodontist*, 80(5):988–9, 2010.
49. K. Reitan. Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics*, 46(12):881–900, 1960.
50. Y. Ren, J. C. Maltha, and A. M. Kuijpers-Jagtman. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthodontist*, 73(1):86–92, 2003.
51. A. K. Ritto and A. P. Ferreira. Fixed functional appliances - a classification. *Functional Orthodontist*, 17(2):12–30, 32, 2000.
52. D. Roberts-Harry and J. Sandy. Orthodontics. Part 11: orthodontic tooth movement. *British Dental Journal*, 196(7):391–4, 2004.
53. K. A. Russell, A. D. Milne, R. A. Khanna, and J. M. Lee. In vitro assessment of the mechanical properties of latex and non-latex orthodontic elastics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120(1):36–44, 2001.

54. P. S. Sauget, K. T. Stewart, and T. R. Katona. The effect of pH levels on nonlatex vs latex interarch elastics. *Angle Orthodontist*, 81(6):1070–4, 2011.
55. H. A. Schumacher, C. Bourauel, and D. Drescher. Analysis of forces and moments in arch guided molar protraction using Class I and Class II elastics. An in-vitro study. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 57(1):4–14, 1996.
56. S. Seibt, I. Salmoria, G. O. Cericato, L. R. Paranhos, H. D. Rosario, and O. El Haje. Comparative analysis of force degradation of latex orthodontic elastics of 5/16" diameter: an in vitro study. *Minerva Stomatologica*, 65(5):284–90, 2016.
57. S. M. Stigler. Francis Galton's Account of the Invention of Correlation. *Statistical Science*, 4(2):73–86, 1989.
58. A. M. Tran, J. D. English, S. Z. Paige, J. M. Powers, H. I. Bussa, and R. P. Lee. Force relaxation between latex and non-latex orthodontic elastics in simulated saliva solution. *Texas Dental Journal*, 126(10):981–5, 2009.
59. Z. Tuncer, F. S. Ozsoy, and O. Polat-Ozsoy. Self-reported pain associated with the use of intermaxillary elastics compared to pain experienced after initial archwire placement. *Angle Orthodontist*, 81(5):807–11, 2011.
60. T. Wang, G. Zhou, X. Tan, and Y. Dong. Evaluation of force degradation characteristics of orthodontic latex elastics in vitro and in vivo. *Angle Orthodontist*, 77(4):688–93, 2007.
61. A. K. Wong. Orthodontic elastic materials. *Angle Orthodontist*, 46(2):196–205, 1976.
62. M. Yatabe, A. Zwijnenburg, C. C. Megens, and M. Naeije. The kinematic center: a reference for condylar movements. *Journal of Dental Research*, 74(10):1644–8, 1995.
63. Y. Zhou, Y. Zhou, X. Wang, and Z. Li. Minimal presurgical orthodontics for a skeletal Class III patient with mandibular asymmetry. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 149(1):99–113, 2016.
64. B. Zimmer and D. Nischwitz. Therapeutic changes in the occlusal plane inclination using intermaxillary elastics. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 73(5):377–86, 2012.

Danksagung

Besonders bedanken möchte ich mich bei meinen Eltern sowie bei Prof. Dr. Dr. Holberg für die wissenschaftliche Betreuung der Arbeit.